

MOTION INTENSITY DETECTOR

Publication number: JP11056827

Publication date: 1999-03-02

Inventor: AMANO KAZUHIKO; UEBABA KAZUO; ISHIYAMA HITOSHI

Applicant: SEIKO EPSON CORP

Classification:

- International: A61B5/0245; A61B5/11; A61B5/22; A61B5/024;
A61B5/11; A61B5/22; (IPC1-7): A61B5/22; A61B5/0245

- european:

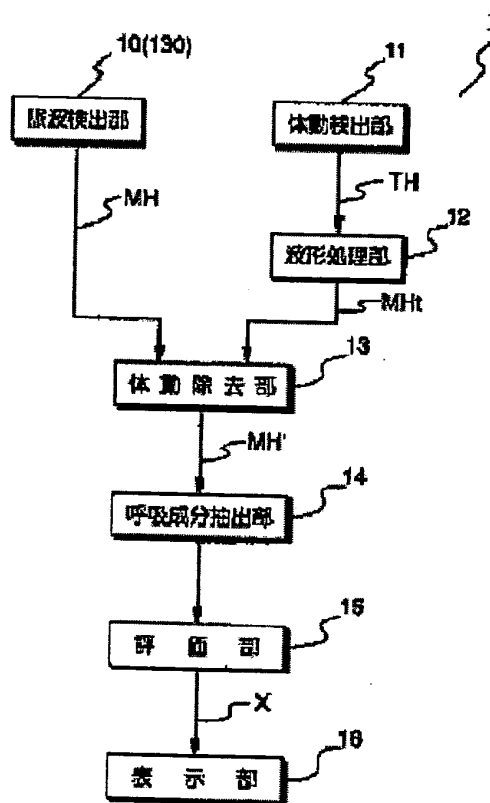
Application number: JP19970230075 19970826

Priority number(s): JP19970230075 19970826

Report a data error here

Abstract of JP11056827

PROBLEM TO BE SOLVED: To detect motion intensity so as not to give a burden to an examinee. **SOLUTION:** A pulse wave detection part 10 detects pulse waveform MH. When a body motion detecting part 11 detects a body motion waveform TH showing body motion, a waveform processing part 12 gives waveform processing to the waveform TH to convert to a body motion component MHt. Next, by subtracting the component MHt from the waveform MH, a body motion removing part 13 generates a body motion removing pulse waveform MH'. After this, a breath component extracting part 14 gives FFT to the waveform MH' to execute frequency analyzing and calculates a breath frequency component based on the analyzing result. An evaluation part 15 calculates a distortion ratio K based on the breath frequency component and reads motion intensity X corresponding to this from ROM. A display part 16 displays the intensity X. Thereby, the subject is informed of the intensity X.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-56827

(43) 公開日 平成11年(1999) 3月2日

(51) Int.Cl.⁵

識別記号

F I

A 6 1 B 5/22
5/0245A 6 1 B 5/22
5/02B
3 1 0 N
3 1 0 P

審査請求 未請求 請求項の数15 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願平9-230075

(22) 出願日 平成9年(1997) 8月26日

(71) 出願人 000002369

セイコーエプソン株式会社
東京都新宿区西新宿2丁目4番1号

(72) 発明者 天野 和彦

長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

(72) 発明者 上馬場 和夫

神奈川県横浜市青葉区荏田北3-19-3

(72) 発明者 石山 仁

茨城県取手市取手3-3-18

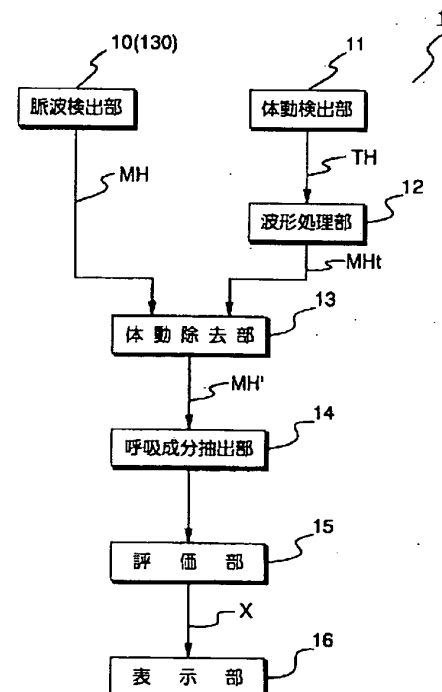
(74) 代理人 弁理士 川▲崎▼ 研二 (外1名)

(54) 【発明の名称】 運動強度検出装置

(57) 【要約】

【課題】 被験者の負担にならないように運動強度を検出する。

【解決手段】 脈波検出部10は脈波波形MHを検出する。体動検出部11が体動を示す体動波形THを検出すると、波形処理部12は体動波形THに波形処理を施して体動成分MHtに変換する。次に、脈波波形MHから体動成分MHtを減算することによって、体動除去部13は体動除去脈波波形MH'を生成する。この後、呼吸成分抽出部14は、体動除去脈波波形MH'にFFTを施して周波数解析を行い、その解析結果に基づいて、呼吸周波数成分を算出する。評価部15は、呼吸周波数成分に基づいて、歪率Kを算出し、これに対応する運動強度XをROMから読み出す。表示部16は運動強度Xを表示する。これにより、運動強度Xが被験者に告知される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、

前記生体の体動を示す体動波形を検出する体動検出手段と、

前記体動波形に基づいて前記脈波波形中の体動成分を生成し、前記脈波波形から前記体動成分を除去して体動除去脈波波形を生成する体動除去手段と、

前記体動除去脈波波形に基づいて、呼吸成分を抽出する呼吸成分抽出手段と、

前記呼吸成分抽出手段によって抽出された呼吸成分に基づいて、運動強度を算出する運動強度生成手段とを備えたことを特徴とする運動強度検出装置。

【請求項 2】 前記呼吸成分抽出手段は、

前記体動除去脈波波形にウェーブレット変換を施して体動除去脈波解析データを生成するウェーブレット変換部と、

前記体動除去脈波解析データから脈波成分に相当する周波数成分を除去して呼吸波形解析データを生成し、当該呼吸波形解析データに逆ウェーブレットを施して、呼吸波形を前記呼吸成分として生成する呼吸波形生成部とを備えることを特徴とする請求項 1 に記載の運動強度検出装置。

【請求項 3】 前記運動強度生成手段は、前記呼吸成分抽出手段によって抽出された呼吸成分に周波数解析を施して得られた周波数成分の割合に基づいて、前記運動強度を算出することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の運動強度検出装置。

【請求項 4】 前記運動強度生成手段は、前記呼吸成分抽出手段によって抽出された呼吸成分に周波数解析を施して得られた各周波数成分から歪率を算出し、当該歪率に基づいて前記運動強度を算出することを特徴とする請求項 3 に記載の運動強度検出装置。

【請求項 5】 前記運動強度生成手段は、前記呼吸成分抽出手段によって抽出された呼吸成分に周波数解析を施して得られた基本波周波数成分と第 3 次高調波成分の割合を算出し、当該割合に基づいて前記運動強度を算出することを特徴とする請求項 3 に記載の運動強度検出装置。

【請求項 6】 前記呼吸成分抽出手段は、呼吸波形を前記呼吸成分として抽出し、

前記運動強度生成手段は、前記呼吸成分抽出手段によって抽出された前記呼吸波形のデューティ比を検出し、当該デューティ比に基づいて前記運動強度を生成することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の運動強度検出装置。

【請求項 7】 前記体動除去手段は、

前記脈波波形の周波数スペクトラムを解析する第 1 の周波数解析部と、

前記体動波形の周波数スペクトラムを解析する第 2 の周

波数解析部と、

前記第 2 の周波数解析部によって解析された周波数スペクトラムと同一周波数のものを、前記第 1 の周波数解析部によって解析された周波数スペクトラムから除去して、体動が除去された体動除去スペクトラムを生成する体動除去部を備え、

前記呼吸成分抽出手段は、前記体動除去スペクトラムの中から呼吸成分の基本波成分に相当する周波数スペクトラムを抽出し、

10 前記運動強度生成手段は、前記呼吸成分の基本波成分に相当する周波数スペクトラムのレベルとその高調波成分に相当する周波数スペクトラムのレベルに基づいて、前記運動強度を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の運動強度検出装置。

【請求項 8】 前記呼吸成分抽出手段は、前記体動除去スペクトラムの中から脈拍数に応じて定められる帯域を特定し、この帯域内の周波数スペクトラムの中から呼吸成分の基本波成分に相当する周波数スペクトラムを抽出することを特徴とする請求項 7 に記載の運動強度検出装置。

20 【請求項 9】 前記運動強度生成手段は、前記呼吸成分の基本波成分に相当するスペクトラムのレベルとその高調波成分に相当するスペクトラムのレベルに基づいて、呼吸波形の歪率を算出し、当該歪率に基づいて前記運動強度を算出することを特徴とする請求項 7 または 8 に記載の運動強度検出装置。

【請求項 10】 前記運動強度生成手段は、前記呼吸成分の基本波成分に相当するスペクトラムのレベルとその第 3 次高調波成分に相当するスペクトラムのレベルとの割合を求め、当該割合に基づいて前記運動強度を算出することを特徴とする請求項 7 または 8 に記載の運動強度検出装置。

【請求項 11】 生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、
前記脈波波形から呼吸成分を抽出する呼吸成分抽出手段と、
前記呼吸成分抽出手段によって抽出された呼吸成分に基づいて、運動強度を算出する運動強度生成手段とを備えたことを特徴とする運動強度検出装置。

40 【請求項 12】 前記呼吸成分抽出手段は、前記脈波波形に周波数解析を施して脈波解析データを生成する周波数解析部と、

前記脈波解析データから脈波成分を除去する脈波成分除去部と、

体動基本波周波数と呼吸基本波周波数の関係を予め対応付けて格納した基本周波数テーブルと、

前記基本波周波数テーブルを参照して、前記解析データの中から呼吸基本波周波数と体動基本波周波数を特定する周波数特定部と、

50 前記周波数特定部によって特定された前記呼吸基本波

数に基づいて、その各高調波周波数を算出し、呼吸成分を抽出する抽出部とを備えたことを特徴とする運動強度検出装置。

【請求項 1 3】 前記運動強度生成手段は、前記呼吸成分の基本波成分に相当するスペクトラムのレベルとその高調波成分に相当するスペクトラムのレベルに基づいて、呼吸波形の歪率を算出し、当該歪率に基づいて前記運動強度を算出することを特徴とする請求項 1 1 または 1 2 に記載の運動強度検出装置。

【請求項 1 4】 前記運動強度生成手段は、前記呼吸成分の基本波成分に相当するスペクトラムのレベルとその第 3 次高調波成分に相当するスペクトラムのレベルとの割合を求め、当該割合に基づいて前記運動強度を算出することを特徴とする請求項 1 1 または 1 2 に記載の運動強度検出装置。

【請求項 1 5】 前記前記運動強度生成手段によって生成された前記運動強度を告知する告知手段を備えることを特徴とする請求項 1 乃至 1 4 のうちいずれか 1 項に記載の運動強度検出装置。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の属する技術分野】 本発明は運動強度を脈波波形から検出するのに好適な運動強度検出装置に関する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】 ランニングやウエイトトレーニングなどの運動強度を測定する方法として、血液中の乳酸濃度を測定する方法が知られている。この測定方法にあっては、乳酸が疲労物質であることに着目し、乳酸濃度が高い場合に運動強度が大きいと判定する。ここで、運動中にトレーニングしている者自らが運動強度を知ることができれば、健康管理や科学的なトレーニングを行うことができ便利である。しかし、乳酸濃度を測定するには、血液を採取して濃度を調べる必要があるため、運動を継続しながら測定を行うことは不可能である。そこで、本発明者らは、運動強度を表す指標について検討を重ねたところ、呼吸波形と運動強度に密接な関係があることを発見した。

【 0 0 0 3 】

【発明が解決しようとする課題】 ここで、呼吸波形を如何にして測定するかが重要な問題である。まず、病人等、安静にしている被験者の呼吸波形を測定する方法としては、胸や腹にバンドを巻いて伸縮状態を測定する、鼻孔に熱電対を入れてその抵抗値の変動をカウントする等の方法が一般的である。しかし、日常の健康管理を行う被験者や、トレーニングを行う被験者がそのような物を装着することはきわめて煩わしく不便である。

【 0 0 0 4 】 ところで、安静状態の被験者の心電図の R - R 周期のゆらぎの周波数成分を解析すると、呼吸数に相当する成分が存在する。脈波は心電図と同期するから、脈波周期（または脈波振幅）のゆらぎ周波数成分に

おいても呼吸波形に相当する成分が含まれる。そこで、このような成分を抽出することによって、心電あるいは脈波に基づいて呼吸波形を測定する装置が知られている。例えば、特開昭 6 2 - 2 2 6 2 7 においては、一連の脈拍間隔を測定し、これら脈拍間隔の変化周期を測定し、この変化周期の逆数によって呼吸数を算出する技術が開示されている。

【 0 0 0 5 】 また、実開平 4 - 5 1 9 1 2 においては、心電波形の R - R 間隔の変動周期または脈波波形のピーク値の包絡線のゆらぎに基づいて第 1 呼吸数を検出し、被験者の腹部表面の往復運動を検出して第 2 呼吸数を検出し、第 1 および第 2 呼吸数のうち低い方を記録・表示する技術が開示されている。

【 0 0 0 6 】 また、実開平 4 - 1 3 6 2 0 7 においては、脈波波形の振幅のゆらぎの周期に基づいて呼吸数を推定するとともに、脈波波形の平均値（低周波成分のうねり）を算出し、この平均値の傾きが小さい場合のデータを用いることによって、うねりやノイズの影響を低減する技術が開示されている。

【 0 0 0 7 】 また、特開平 6 - 1 4 2 0 8 2 においては、逐次求められた被験者の脈拍数と最高血圧値とを乗算し、この乗算値の脈動周期に基づいて呼吸数を算出する技術が開示されている。また、実公平 6 - 2 2 3 2 5 においては、脈波のピーク値を結ぶ曲線の変化周期に基づいて、生体の呼吸数を決定する技術が開示されている。

【 0 0 0 8 】 しかし、被験者が運動中であれば、心電波形には筋電波形が重畳し、脈波には体動成分が重畳する。これらの成分は呼吸波形に相当する成分よりもレベルが高くなることもあるため、呼吸波形を誤って算出してしまうという問題があった。

【 0 0 0 9 】 この発明は上述した事情に鑑みてなされたものであり、脈波波形から呼吸成分を抽出し、これに基づいて運動強度を簡易に検出する運動強度検出装置を提供することを目的とする。

【 0 0 1 0 】

【課題を解決するための手段】 上記課題を解決するため、請求項 1 に記載の発明にあっては、生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、前記生体の体動を示す体動波形を検出する体動検出手段と、前記体動波形に基づいて前記脈波波形中の体動成分を生成し、前記脈波波形から前記体動成分を除去して体動除去脈波波形を生成する体動除去手段と、前記体動除去脈波波形に基づいて、呼吸成分を抽出する呼吸成分抽出手段と、前記呼吸成分抽出手段によって抽出された呼吸成分に基づいて、運動強度を算出する運動強度生成手段とを備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 1 】 また、請求項 2 に記載の発明にあっては、前記呼吸成分抽出手段は、前記体動除去脈波波形にウェーブレット変換を施して体動除去脈波解析データを生成

するウェーブレット変換部と、前記体動除去脈波解析データから脈波成分に相当する周波数成分を除去して呼吸波形解析データを生成し、当該呼吸波形解析データに逆ウェーブレットを施して、呼吸波形を前記呼吸成分として生成する呼吸波形生成部とを備えることを特徴とする。

【0012】また、請求項3に記載の発明にあつては、前記運動強度生成手段は、前記呼吸成分抽出手段によって抽出された呼吸成分に周波数解析を施して得られた周波数成分の割合に基づいて、前記運動強度を算出すること

【0013】また、請求項4に記載の発明にあつては、前記運動強度生成手段は、前記呼吸成分抽出手段によって抽出された呼吸成分に周波数解析を施して得られた各周波数成分から歪率を算出し、当該歪率に基づいて前記運動強度を算出することを特徴とする。

【0014】また、請求項5に記載の発明にあつては、前記運動強度生成手段は、前記呼吸成分抽出手段によって抽出された呼吸成分に周波数解析を施して得られた基本波周波数成分と第3次高調波成分の割合を算出し、当該割合に基づいて前記運動強度を算出することを特徴とする。

【0015】また、請求項6に記載の発明にあつては、前記呼吸成分抽出手段は、呼吸波形を前記呼吸成分として抽出し、前記運動強度生成手段は、前記呼吸成分抽出手段によって抽出された前記呼吸波形のデューティ比を検出し、当該デューティ比に基づいて前記運動強度を生成することを特徴とする。

【0016】また、請求項7に記載の発明にあつては、前記体動除去手段は、前記脈波波形の周波数スペクトラムを解析する第1の周波数解析部と、前記体動波形の周波数スペクトラムを解析する第2の周波数解析部と、前記第2の周波数解析部によって解析された周波数スペクトラムと同一周波数のものを、前記第1の周波数解析部によって解析された周波数スペクトラムから除去して、体動が除去された体動除去スペクトラムを生成する体動除去部を備え、前記呼吸成分抽出手段は、前記体動除去スペクトラムの中から呼吸成分の基本波成分に相当する周波数スペクトラムを抽出し、前記運動強度生成手段は、前記呼吸成分の基本波成分に相当する周波数スペクトラムのレベルとその高調波成分に相当する周波数スペクトラムのレベルに基づいて、前記運動強度を算出することを特徴とする。

【0017】また、請求項8に記載の発明にあつては、前記呼吸成分抽出手段は、前記体動除去スペクトラムの中から脈拍数に応じて定められる帯域を特定し、この帯域内の周波数スペクトラムの中から呼吸成分の基本波成分に相当する周波数スペクトラムを抽出することを特徴とする。

【0018】また、請求項9に記載の発明にあつては、

前記運動強度生成手段は、前記呼吸成分の基本波成分に相当するスペクトラムのレベルとその高調波成分に相当するスペクトラムのレベルに基づいて、呼吸波形の歪率を算出し、当該歪率に基づいて前記運動強度を算出することを特徴とする。

【0019】また、請求項10に記載の発明にあつては、前記運動強度生成手段は、前記呼吸成分の基本波成分に相当するスペクトラムのレベルとその第3次高調波成分に相当するスペクトラムのレベルとの割合を求め、当該割合に基づいて前記運動強度を算出することを特徴とする。

【0020】また、請求項11に記載の発明にあつては、生体の検出部位から脈波波形を検出する脈波検出手段と、前記脈波波形から呼吸成分を抽出する呼吸成分抽出手段と、前記呼吸成分抽出手段によって抽出された呼吸成分に基づいて、運動強度を算出する運動強度生成手段とを備えたことを特徴とする。

【0021】また、請求項12に記載の発明にあつては、前記呼吸成分抽出手段は、前記脈波波形に周波数解析を施して脈波解析データを生成する周波数解析部と、前記脈波解析データから脈波成分を除去する脈波成分除去部と、体動基本波周波数と呼吸基本波周波数の関係を予め対応付けて格納した基本周波数テーブルと、前記基本波周波数テーブルを参照して、前記解析データの中から呼吸基本波周波数と体動基本波周波数を特定する周波数特定部と、前記周波数特定部によって特定された前記呼吸基本波周波数に基づいて、その各高調波周波数を算出し、呼吸成分を抽出する抽出部とを備えたことを特徴とする。

【0022】また、請求項13に記載の発明にあつては、前記運動強度生成手段は、前記呼吸成分の基本波成分に相当するスペクトラムのレベルとその高調波成分に相当するスペクトラムのレベルに基づいて、呼吸波形の歪率を算出し、当該歪率に基づいて前記運動強度を算出することを特徴とする。

【0023】また、請求項14に記載の発明にあつては、前記運動強度生成手段は、前記呼吸成分の基本波成分に相当するスペクトラムのレベルとその第3次高調波成分に相当するスペクトラムのレベルとの割合を求め、当該割合に基づいて前記運動強度を算出することを特徴とする。

【0024】また、請求項15に記載の発明にあつては、前記前記運動強度生成手段によって生成された前記運動強度を告知する告知手段を備えることを特徴とする。

【0025】

【発明の実施の形態】

A. 原理

運動強度が大きくなると、骨格筋の酸素消費量が増加するので、呼吸数が増加する。ここで、運動強度と呼吸波

形の関係を図 1 に示す。なお、同図において、縦軸の + 方向は吸入を示しており、- 方向は排出を示している。同図 (a) は安静時 (運動強度 X 1) の呼吸波形を示したものであり、図 (b) は運動強度 X 2 における呼吸波形、図 (c) は運動強度 X 3 における呼吸波形、図

(d) は運動強度 X 4 における呼吸波形を示したものであり、運動強度 X 1 ~ X 4 には、以下の関係がある。

$X 1 < X 2 < X 3 < X 4$

【0026】この図から、安静時には、吸入時間が排出時間より長い、運動強度が大きくなるにつれ、吸入時間と排出時間の差が小さくなって、呼吸波形が次第に正弦波に近づき、さらに運動強度が大きくなると、呼吸波形が大幅に乱れることがわかる。

【0027】ここで、呼吸波形が正弦波に近づくことは、基本波成分に対する高調波成分が低減されることを意味する。特に、運動強度がある限界を越えない限り、呼吸波形は鋸歯状波から正弦波に変化するので、運動強度の増加に伴って第 3 次高調波成分が減少していくことになる。したがって、呼吸波形を周波数解析することによって、運動強度の指標を得ることができる。

【0028】本出願人はこの点に着目して、脈波波形から呼吸成分を抽出し、これを周波数解析することによって、運動強度を検出することとした。

【0029】B. 機能構成

次に、本実施形態に係わる運動強度検出装置の機能を説明する。図 2 は本実施形態に係わる運動強度検出装置の機能ブロック図である。図において、f 1 は脈波検出手段であって、生体の検出部位から脈波波形を検出する。例えば、光学式脈波センサや圧力センサ等が該当する。また、f 2 は体動検出手段であって、生体の体動を示す体動波形を検出する。例えば、加速度センサが該当する。

【0030】また、f 3 は体動除去手段であって、体動波形に基づいて脈波波形中の体動成分を生成し、脈波波形から体動成分を除去して体動除去脈波波形を生成する。具体的には、体動波形に適当な波形処理を施し、これを脈波波形から減算することによって、あるいは、脈波波形の周波数スペクトラムと体動波形の周波数スペクトラムとを各々解析し、体動波形の周波数スペクトラムと同一周波数のものを、脈波波形の周波数スペクトラムから除去することにより、体動除去波形を生成することができる。

【0031】また、f 4 は呼吸成分抽出手段であって、体動除去脈波波形に基づいて、呼吸成分を抽出する。この呼吸成分抽出手段 f 4 は、例えば、体動除去脈波波形にウェーブレット変換を施して体動除去脈波解析データを生成するウェーブレット変換部と、体動除去脈波解析データから脈波成分に相当する周波数成分を除去して呼吸波形解析データを生成し、当該呼吸波形解析データに逆ウェーブレットを施して、呼吸波形を前記呼吸成分と

して生成する呼吸波形生成部とを備えればよい。また、f 5 は運動強度生成手段であって、呼吸成分抽出手段によって抽出された呼吸成分に基づいて、運動強度を算出する。この場合、運動強度は、抽出された呼吸成分に周波数解析を施して得られた周波数成分の割合に基づいて、運動強度を算出することができる。

【0032】C. 第 1 実施形態

1. 第 1 実施形態の構成

本発明の第 1 実施形態に係わる運動強度検出装置 1 の構成を図面を参照しつつ説明する。

1-1: 第 1 実施形態の外観構成

図 3 は第 1 実施形態に係わる運動強度検出装置 1 の外観構成を示す斜視図である。図 3 において、本例の運動強度検出装置 1 は、腕時計構造を有する装置本体 110 と、この装置本体 110 に接続されるケーブル 120 と、このケーブル 120 の先端側に設けられた脈波検出用センサユニット 130 とから大略構成されている。ケーブル 120 の先端側にはコネクタピース 80 が構成されており、このコネクタピース 80 は、装置本体 10 の 6 時の側に構成されているコネクタ部 70 に対して着脱自在である。装置本体 10 には、腕時計における 12 時方向から腕に巻きついてその 6 時方向で固定されるリストバンド 60 が設けられ、このリストバンド 60 によって、装置本体 110 は、腕に着脱自在である。脈波検出用センサユニット 130 は、センサ固定用バンド 140 によって遮光されながら人差し指の根本に装着される。このように、脈波検出用センサユニット 130 を指の根本に装着すると、ケーブル 120 が短くて済むので、ケーブル 120 は、ランニング中に邪魔にならない。また、掌から指先までの体温の分布を計測すると、寒いときには、指先の温度が著しく低下するのに対し、指の根本の温度は比較的低下しない。従って、指の根本に脈波検出用センサユニット 130 を装着すれば、寒い日に屋外でランニングしたときでも、脈拍数などを正確に計測できる。

【0033】また、装置本体 110 は、樹脂製の時計ケース 200 (本体ケース) を備えており、この時計ケース 200 の表面側には、現在時刻や日付に加えて、走行時や歩行時のピッチ、脈拍数、運動強度、呼吸数などを表示する EL バックライト付きの液晶表示装置 210 が構成されている。液晶表示装置 210 には、セグメント表示領域の他、ドット表示領域が構成されており、ドット表示領域では、各種の情報をグラフィック表示可能である。

【0034】また、時計ケース 200 の内部には、脈波検出用センサユニット 130 が計測した脈波波形 MH に基づいて運動強度、脈拍数あるいは呼吸数の変化などを求めるとともに、それを液晶表示装置 210 に表示するために、各種の制御やデータ処理を行うマイクロコンピュータなどからなる制御部が構成されている。制御部に

は計時回路も構成されており、通常時刻、ラップタイム、スプリットタイムなども液晶表示装置 2 1 0 に表示できるようになっている。また、時計ケース 2 0 0 の外周部には、時刻合わせや表示モードの切換などの外部操作を行うためのボタンスイッチ 1 1 1 ~ 1 1 5 が構成されている。

【 0 0 3 5 】次に、脈波検出用センサユニット 1 3 0 は、図 4 に示すように LED 3 2、フォトリンジスタ 3 3 などから構成される。スイッチ SW が on 状態となり、電源電圧が印加されると、LED 3 2 から光が照射され、血管や組織によって反射された後に、フォトリンジスタ 3 3 によって受光され、脈波信号 M が検出される。ここで、LED の発光波長は、血液中のヘモグロビンの吸収波長ピーク付近に選ばれる。このため、受光レベルは血流量に応じて変化する。したがって、受光レベルを検出することによって、脈波波形を検出できる。また、LED 3 2 としては、InGaP 系（インジウム-ガリウム-窒素系）の青色 LED が好適である。青色 LED の発光スペクトルは、例えば 4 5 0 nm に発光ピークを有し、その発光波長域は、3 5 0 nm から 6 0 0 nm までの範囲にある。この場合には、かかる発光特性を有する LED に対応させてフォトリンジスタ 3 3 として、GaAsP 系（ガリウム-砒素-リン系）のフォトリンジスタを用いればよい。このフォトリンジスタ 3 3 の受光波長領域は、例えば、主要感度領域が 3 0 0 nm から 6 0 0 nm までの範囲にあって、3 0 0 nm 以下にも感度領域がある。このような青色 LED とフォトリンジスタ 3 3 とを組み合わせると、その重なり領域である 3 0 0 nm から 6 0 0 nm までの波長領域において、脈波が検出される。この場合には、以下の利点がある。

【 0 0 3 6 】まず、外光に含まれる光のうち、波長領域が 7 0 0 nm 以下の光は、指の組織を透過しにくい傾向があるため、外光がセンサ固定用バンドで覆われていない指の部分に照射されても、指の組織を介してフォトリンジスタ 3 3 まで到達せず、検出に影響を与えない波長領域の光のみがフォトリンジスタ 3 3 に達する。一方、3 0 0 nm より低波長領域の光は、皮膚表面でほとんど吸収されるので、受光波長領域を 7 0 0 nm 以下としても、実質的な受光波長領域は、3 0 0 nm ~ 7 0 0 nm となる。したがって、指を大掛かりに覆わなくとも、外光の影響を抑圧することができる。また、血液中のヘモグロビンは、波長が 3 0 0 nm から 7 0 0 nm までの光に対する吸光係数が大きく、波長が 8 8 0 nm の光に対する吸光係数に比して数倍 ~ 約 1 0 0 倍以上大きい。したがって、この例のように、ヘモグロビンの吸光特性に合わせて、吸光特性が大きい波長領域（3 0 0 nm から 7 0 0 nm）の光を検出光として用いると、その検出値は、血流量変化に応じて感度よく変化するので、血流量変化に基づく脈波波形 MH の S / N 比を高めることが

できる。

【 0 0 3 7 】1 - 2 : 第 1 実施形態の電氣的構成次に、第 1 実施形態の電氣的構成を図 5 に示す。図において、1 0 は脈波検出部であり、上述した脈波検出用センサユニット 1 3 0 が相当する。脈波検出部 1 0 によって、脈動の大きさを示す脈波波形 MH が検出される。また、1 1 は体動検出部であって、例えば、加速度センサによって構成され、時計ケース 2 0 0 の内部に設けられている。これにより、ランニング時の腕の振り等によって生じる体動を示す体動波形 TH が検出される。

【 0 0 3 8 】また、1 2 は体動波形 TH に一定の波形処理を施す波形処理部であり、1 3 は体動除去部である。波形処理を行うのは、体動除去部 1 3 において体動成分を正確に除去するためである。ここで、脈波波形 MH 中の体動成分を MHt、真の脈波成分（体動除去脈波波形）を MH' で表すこととすれば、 $MH = MHt + MH'$ となる。体動波形 TH は、例えば、腕の振りの加速度そのものとして検出されるが、血流は血管や組織の影響を受けるので、体動成分 MHt は体動波形 TH を鈍らせたものになる。このため、波形処理部 1 2 は、適当なローパスフィルタで構成されている。なお、ローパスフィルタの形式や、係数は実験により得られた値から算出される。これにより、体動波形 TH から体動成分 MHt を求めることができる。また、体動除去部 1 3 は、脈波波形 MH から体動成分 MHt を減算することにより、体動除去脈波波形 MH' を生成する。

【 0 0 3 9 】次に、1 4 は呼吸成分抽出部であって、CPU（中央演算処理装置）や A / D 変換器等から構成される。この例にあっては、体動除去脈波波形 MH' は、A / D 変換器によってアナログ信号からデジタル信号に変換された後、体動除去脈波データ MH' として CPU に取り込まれるようになっている。呼吸成分抽出部 1 4 は、体動除去脈波データ MH' に FFT 処理を施して、周波数解析を行う。

【 0 0 4 0 】図 6 は、体動除去脈波データ MH' に FFT 処理を施した結果を簡略化して模式的に示す図である。この図において、低域の周波数領域 LF における最大ピーク周波数が呼吸成分の基本波周波数 Fv1 であり、高域の周波数領域 HF における最大ピーク周波数が脈波の基本周波数成分 Fm1 となる。また、図 7 は、図 6 における低域の周波数領域 LF を拡大したものである。この図から、呼吸成分は、その基本波周波数 Fv1 と高調波 Fv2, Fv3, Fv4... からなることが判る。この例にあっては、呼吸成分抽出部 1 4 は、まず、体動除去脈波波形 MH' を FFT 処理して、最大ピーク周波数を特定する。脈波の基本波成分は最大となるので、最大ピーク周波数として Fm1 が特定されることとなる。この後、Fm1 より低域の周波数領域において、最大ピーク周波数を特定する。脈波成分より低域にある周波数成分は、呼吸成分に対応するものであるから、ここでは呼吸成分の基本波周

波数Fv1が特定される。この後、呼吸成分抽出部14は、Fv1のレベルL1とその高調波周波数Fv2、Fv3、Fv4…のレベルL2、L3、L4…を検出する。なお、この例にあっては、高調波周波数をFm1未満のものに限定している。これは、Fm1以上になると、脈波成分が存在するため、仮にFm1がFv1の整数倍であるとすれば、呼吸成分を分離できないからである。

【0041】次に、15は評価部であって、CPUとROM等から構成される。CPUは、呼吸成分抽出部14によって検出されたL1、L2、L3、L4…に基づいて、呼吸波形の歪率Kを算出する。具体的には、以下の算出式に従って歪率Kを算出する。

$$K = (L2^2 + L3^2 + L4^2 \dots)^{1/2} / L1$$

ところで、上述したように、安静時には、吸入時間が排出時間より長い、運動強度Xが大きくなるにつれ、吸入時間と排出時間の差が小さくなって、呼吸波形が次第に正弦波に近づいていき、更に、運動強度Xが大きくなると、呼吸波形が大幅に乱れる。すなわち、運動強度Xがある限界を越えない限り、運動強度Xが大きくなると、基本波成分に対する高調波成分の割合が低くなる。また、運動強度Xがある限界を越えると、急に基本波成分に対する高調波成分の割合が増大する。このことは、呼吸波形の歪率Kと運動強度Xには一定の関係があり、運動強度Xが大きくなるにつれ歪率Kが小さくなり、運動強度Xがある限界を越えると歪率Kが急増することを意味する。したがって、歪率Kと運動強度Xの関係を予め求めておけば、歪率Kから運動強度Xを求めることができる。

【0042】次に、ROMには、歪率Kに対応付けられて運動強度Xが格納されている。したがって、歪率KをアドレスとしてROMにアクセスすれば運動強度Xを算出することができる。この意味において、ROMは運動強度テーブルとして機能する。なお、運動強度Xは、5段階、3段階といったグレーディングを施してもよい。この場合には、ROMに格納する運動強度Xを所定の段階数で表せばよい。

【0043】次に、16は表示部であって、上述した液晶表示装置210がこれに相当する。表示部16は運動強度Xを数値としてそのまま表示してもよいし、ドット表示領域を用いた棒グラフ等で表示してもよい。また、評価部16において、運動強度Xにグレーディングを施した場合には、その段階に応じた文字や記号を表示するようにしてもよい。例えば、歩行時に対応する運動強度をX1、ジョギング時に対応する運動強度をX2、短距離走の運動強度をX3、運動強度が大きすぎて健康に支障をきたす運動強度をX4とすると、X1では「軽い運動です。」、X2では「中程度の運動です。」、X3では「強い運動です。」、X4「危険です。」といったメッセージを表示させる。また、運動強度Xを図8に示すようなフェイスチャートと対応付けて表示するようにし

てもよい。

【0044】2. 第1実施形態の動作

次に、第1実施形態の動作を図面を参照しつつ説明する。図9は、第1実施形態の動作を示すフローチャートである。ここでは、停止していた被験者が、走行を開始し、そのスピードを次第に上げていく場合を一例として説明する。まず、被験者が、ボタンスイッチ111～115（図3参照）を操作して運動強度測定モードに設定すると（ステップS1）、脈波検出部10によって脈波波形MHが検出される（ステップS2）。

【0045】次に、体動検出部11が、被験者の体動を示す体動波形THを検出すると（ステップS3）、波形処理部12は体動波形THに波形処理を施す（ステップS4）。この波形処理は、上述したように体動波形THを脈波波形MH中の体動成分MHtに変換する処理であるから、脈波波形MHから体動成分MHtを減算することによって、体動除去部13は体動除去脈波波形MH'を生成する（ステップS5）。

【0046】次に、呼吸成分抽出部13は、体動除去脈波波形MH'にFFTを施して周波数解析を行う。そして、この解析結果に基づいて、体動除去脈波波形MH'の各周波数成分のうち、最大ピーク周波数を特定する（ステップS6）。この場合、脈波成分の基本周波数Fm1が特定される。この後、呼吸成分抽出部13は、Fm1未満の最大ピーク周波数を特定することによって、呼吸成分の基本波周波数Fv1を検知する（ステップS7）。次に、呼吸成分抽出部13は、呼吸周波数成分を算出する。具体的には、基本波周波数Fv1を整数倍することによって各高調波周波数Fv2、Fv3、Fv4…を検出し、基本波周波数Fv1と各高調波周波数Fv2、Fv3、Fv4…に各々対応するレベルL1、L2、L3、L4…を求める。

【0047】次に、評価部15は、呼吸周波数成分L1、L2、L3、L4…に基づいて、呼吸周波数成分の歪率Kを算出する（ステップS9）。上述したように歪率Kと運動強度Xの関係はROMに予め格納されているので、歪率Kに基づいてROMにアクセスすることによって、運動強度Xを求める（ステップS10）。この後、表示部16に運動強度Xが表示され、これにより、運動強度Xが被験者に告知される。

【0048】このように、第1実施形態にあっては、体動検出部11および波形処理部12によって脈波波形MHに重畳している体動成分MHtを生成し、これを除去しているので、呼吸成分抽出部14は運動中であっても呼吸成分を抽出することが可能である。また、呼吸成分の歪率Kに基づいて運動強度Xを算出したので、被験者の負担にならず、かつ、簡易に運動強度Xを知ることができる。

【0049】D. 第2実施形態

1. 第2実施形態の構成

本発明の第2実施形態に係わる運動強度検出装置1の構成を図面を参照しつつ説明する。第2実施形態に係わる運動強度検出装置1の外観構成は第1実施形態と同様である。また、第2実施形態に係わる運動強度検出装置1の電氣的構成については、呼吸成分抽出部14および評価部15の内部構成を除いて、図5に示す第1実施形態に係わる運動強度検出装置1と同様である。以下、呼吸成分抽出部14および評価部15について説明する。

【0050】図10は第2実施形態に係わる呼吸成分抽出部14および評価部15の内部構成を示すブロック図である。まず、呼吸成分抽出部14は、ウェーブレット変換部20、呼吸成分生成部21および逆ウェーブレット変換部22から構成される。

【0051】1-1: ウェーブレット変換部
ウェーブレット変換部20は、体動除去部13から出力される体動除去脈波波形MH' に対して周知のウェーブレット変換を施して、体動除去脈波解析データMKDを生成する。

【0052】一般に、信号を時間と周波数の両面から同時に捉える時間周波数解析において、ウェーブレットは信号の部分を作り出す単位となる。ウェーブレット変換は、この単位で切り出した信号各部の大きさを表している。ウェーブレット変換を定義するために基底関数として、時間的にも周波数的にも局在化した関数 $\phi(x)$ をマザー・ウェーブレットとして導入する。ここで、関数 $f(x)$ のマザー・ウェーブレット $\phi(x)$ によるウェーブレット変換は次のように定義される。

【数1】

$$(W_{\phi}f)(b,a) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) f(x) dx$$

【0053】数1において b は、マザー・ウェーブレット $\phi(x)$ をトランスレート(平行移動)する際に用いるパラメータであり、一方、 a はスケール(伸縮)する際のパラメータである。したがって、数1においてウェーブレット $\phi((x-b)/a)$ は、マザー・ウェーブレット $\phi(x)$ を b だけ平行移動し、 a だけ伸縮したものである。この場合、スケールパラメータ a に対応してマザー・ウェーブレット $\phi(x)$ の幅は伸長されるので、 $1/a$ は周波数に対応するものとなる。

【0054】ここで、ウェーブレット変換部20の詳細な構成について説明する。図11はウェーブレット変換部20の詳細な構成を示すブロック図である。このウェーブレット変換部20は、上記した数1の演算処理を行う構成であって、クロックCKが供給され、クロック周期で演算処理が行われるようになっている。図示するようにウェーブレット変換部20は、マザー・ウェーブレット $\phi(x)$ を記憶する基底関数記憶部W1、スケールパラメータ a を変換するスケール変換部W2、パッ

ファメモリW3、トランスレートを行う平行移動部W4および乗算部W5から構成される。なお、基底関数記憶部W1に記憶するマザー・ウェーブレット $\phi(x)$ としては、ガボールウェーブレットの他、メキシカンハット、Haarウェーブレット、Meyerウェーブレット、Shannonウェーブレット等が適用できる。

【0055】まず、基底関数記憶部W1からマザー・ウェーブレット $\phi(x)$ が読み出されると、スケール変換部W2はスケールパラメータ a の変換を行う。ここで、スケールパラメータ a は周期に対応するものであるから、 a が大きくなると、マザー・ウェーブレット $\phi(x)$ は時間軸上で伸長される。この場合、基底関数記憶部W1に記憶されるマザー・ウェーブレット $\phi(x)$ のデータ量は一定であるので、 a が大きくなると単位時間当たりのデータ量が減少してしまう。スケール変換部W2は、これを補うように補間処理を行うとともに、 a が小さくなると間引き処理を行って、関数 $\phi(x/a)$ を生成する。このデータはバッファメモリW3に一旦格納される。

【0056】次に、平行移動部W4はバッファメモリW3からトランスレートパラメータ b に応じたタイミングで関数 $\phi(x/a)$ を読み出すことにより、関数 $\phi((x-b)/a)$ の平行移動を行い関数 $\phi((x-b)/a)$ を生成する。

【0057】次に、乗算部W5には、図示せぬA/D変換器を介して体動除去脈波波形MH' をA/D変換して得た体動除去脈波データMH' が供給される。乗算部W4は、変数 $1/a^{1/2}$ 、関数 $\phi((x-b)/a)$ および体動除去脈波データMH' を乗算してウェーブレット変換を行い、体動除去脈波解析データMKDを生成する。この例において、体動除去脈波解析データMKDは、0Hz~0.5Hz、0.5Hz~1.0Hz、1.0Hz~1.5Hz、1.5Hz~2.0Hz、2.0Hz~2.5Hz、2.5Hz~3.0Hz、3.0Hz~3.5Hz、3.5Hz~4.0Hzといった周波数領域に分割されて出力される。

【0058】1-2: 呼吸成分生成部

次に、呼吸成分生成部21は、体動除去脈波解析データMKDを各周波数領域で比較し、最大のエネルギー成分を有する領域を特定し、それ以上の周波数成分を除去して、呼吸波形解析データVKDを生成する。最大エネルギー成分を有する周波数領域以上を除去したのは、最大エネルギー成分を有する周波数領域に脈波成分の基本波周波数成分が存在するからである。

【0059】いまここで、体動除去脈波解析データMKDが図12に示すものであるとすれば、各期間 $t_1 \sim t_8$ において、図13に斜線で示す領域が最大エネルギー成分として特定される。この場合、斜線で示した領域以上の高域周波数領域は、「0」に置換されて、図14に示すデータが、呼吸波形解析データVKDとして生成さ

れる。

【0060】1-3: 逆ウェーブレット変換部

次に、逆ウェーブレット変換部22は、ウェーブレット変換部20と相補的な関係にあり、以下に示す数2を演算し、呼吸波形データVDを生成し、これにA/D変換を施して呼吸波形VHを出力する。

【数2】

$$f(x) = \frac{1}{C_\psi} \iint_{\mathbb{R}^2} (W_\psi f)(b, a) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) \frac{da db}{a^2}$$

【0061】このようにして、呼吸成分抽出部14は、体動除去脈波データMH'に基づいて呼吸波形VHを抽出する。次に、評価部15は、ゼロクロスコンパレータ23、デューティ比検出部24および運動強度テーブル25から構成される。

【0062】1-4: ゼロクロスコンパレータ

まず、ゼロクロスコンパレータ23は、例えば、図15に示すようにコンデンサCとオペアンプOPから構成される。コンデンサCの値は、呼吸波形VHが十分通過するように設定される。オペアンプOPは、呼吸波形VHをゼロレベルと比較して矩形波Sを生成するが、コンデンサCを介して呼吸波形VHがオペアンプOPに供給されるので、矩形波Sは、呼吸波形VHの平均値レベルを閾値として波形整形を行っている。

【0063】ところで、上述したように、人の呼吸は運動強度Xが大きくなるにつれ、吸入時間と排出時間の差がなくなる。このため、運動強度Xが大きくなるにつれ、矩形波Sのデューティ比は50%に近づく。

【0064】1-5: デューティ比検出部

次に、デューティ比検出部24の回路図を図16に、また、そのタイミングチャートを図17に示す。クロック信号CK(図17(a)参照)は、各々ゲート241、242の一方の入力に供給される。また、ゲート241の他方の入力には矩形波S(図17(b)参照)が供給され、ゲート242の他方の入力にはインバータ240によって反転された矩形波Sが供給される。ここで、各ゲート241、242によって、クロック信号CKは制限されるから、ゲート241の出力信号は図17(c)に示すように矩形波Sがハイレベルの期間のみクロック信号CKを通過させる。一方、ゲート242の出力信号は図17(d)に示すように矩形波Sがローレベルの期間にのみクロック信号CKを通過させる。

【0065】各ゲート241、242の出力信号はカウンタ243、244に各々供給されるから、カウンタ243のカウント値C1は矩形波Sのハイレベル期間を、カウンタ244のカウント値C2は矩形波Sのローレベル期間を示すものとなる。

【0066】そして、除算器245は、C1/C2を算出し、これをデューティ比として出力する。なお、図17に示す時刻Tにおいて除算演算が実行され、またカウ

ンタ243、244はその直後にリセットされるようになっている。

【0067】この例における除算結果DRは、ハイレベル期間C1/ローレベル期間C2であるから、運動強度Xが大きくなるにつれ、演算結果DRは「1」に近づく。しかしながら、運動強度Xがある限界を越えて増大すると、呼吸波形が大幅に乱れるため、そのような運動強度Xにあつては、演算結果DRの変化が激しい。また逆に、通常の運動強度Xの領域では、呼吸波形のデューティ比が急に変化するようなことはない。以下に説明する構成は、演算結果DRの連続性、換言すれば、デューティ比の連続性を検出することによって、運動強度Xの限界値Xmaxを特定するものである。

【0068】演算結果DRは、メモリ246に供給され記憶される。なお、記憶内容は、次の演算結果DRが出力される毎に更新されるようになっている。減算器247が現在の演算結果DRから直前の演算結果DR'を減算すると、比較器248は減算結果ΔDRが予め定められた範囲内にあるか否かを判定する。具体的には、以下に示す式を満たすか否かを判定する。

$$+K > \Delta DR > -K$$

ここで+K、-Kは、運動強度Xが限界値Xmaxを越えて、呼吸波形のデューティ比の連続性がなくなるか否かが判定できるように定められる。

【0069】上記した式を満たす場合には、通常の運動強度であると判定され比較器248の出力信号はハイレベルになる。一方、上記した式を満たさない場合には、運動強度Xが限界値Xmaxを越えていると判定され比較器248の出力信号はローレベルになる。

【0070】合成器249は、比較器248の出力信号がハイレベルであれば、演算結果DRを出力し、一方、比較器248の出力信号がローレベルであれば、演算結果DRが取り得ない値、例えば、「0」を出力する。

【0071】1-6: 運動強度テーブル

次に、運動強度テーブル25(図9参照)は、ROM等で構成されており、そこには、演算結果DRに対応付けられて運動強度Xが格納されている。したがって、演算結果DRを参照して運動強度テーブル25にアクセスすれば、運動強度Xを求めることができる。また、演算結果DRが取り得ない値が入力された場合、例えば、

「0」の場合には、限界値Xmaxが出力されるようになっている。これにより、脈波波形から呼吸波形を抽出して、そのデューティ比から運動強度Xを求めることができる。

【0072】2: 第2実施形態の動作

次に、図面を参照して第2実施形態の動作を説明する。図18は第2実施形態に係わる運動強度検出装置1のフローチャートである。図において、ステップS1～ステップS5までの処理は、図9に示す第1実施形態の動作と同様であり、脈波波形から体動波形が除去されて、体

動除去脈波波形MH'が生成される。

【0073】この後、ウェーブレット変換部20によって、体動除去脈波データMH'にウェーブレット変換処理が施され、体動除去脈波解析データMKDが生成される。この体動除去脈波解析データMKDには、脈波成分と呼吸成分が含まれるが、脈波成分は呼吸成分よりも高い周波数領域に存在し、かつ、脈波成分のエネルギーは呼吸成分のエネルギーと比較して大きい。このため、呼吸成分生成部21は、体動除去脈波解析データMKDの最大エネルギー周波数領域以上を「0」に置換して、呼吸

波形データVKDを生成する(ステップS21)。
【0074】次に、逆ウェーブレット変換部22が、呼吸波形データVKDに逆ウェーブレット変換を施して呼吸波形VHを生成すると、ゼロクロスコンパレータ23は呼吸波形VHをその平均値レベルで比較して矩形波Sを生成する。この後、デューティ比検出部24は、矩形波Sのデューティ比を検出する(ステップS23)。

【0075】次に、運動強度テーブル25が、デューティ比検出部24の出力データを参照して運動強度Xを求めると(ステップS24)、表示部16は運動強度Xを表示する(ステップS25)。これにより、運動強度Xが被験者に告知される。

【0076】このように、第2実施形態にあつては、体動検出部11および波形処理部12によって脈波波形MHに重畳している体動成分MHtを生成し、これを除去しているので、呼吸成分抽出部14は運動中であってもウェーブレット変換を用いて呼吸波形を抽出することが可能である。また、呼吸波形のデューティ比に基づいて運動強度Xを算出したので、被験者の負担にならず、かつ、簡易に運動強度Xを知ることができる。

【0077】E. 第3実施形態

1. 第3実施形態の構成

本発明の第3実施形態に係わる運動強度検出装置1の構成を図面を参照しつつ説明する。第3実施形態に係わる運動強度検出装置1の外観構成は第1実施形態と同様である。また、第3実施形態に係わる運動強度検出装置1の電氣的構成については、体動除去をFFT処理した後に行う点を除いて、図5に示す第1実施形態に係わる運動強度検出装置1と同様である。

【0078】図19は第3実施形態に係わる運動強度検出装置1の構成を示すブロック図である。図において、30、31は第1のFFT処理部、第2のFFT処理部であつて、CPU等によって構成される。第1のFFT処理部30は、脈波波形MHにFFT処理を施して、脈波解析データMFDを生成する。また、第2のFFT処理部31は、体動波形THにFFT処理を施して、体動解析データTFDを生成する。

【0079】次に、体動除去部13は、脈波解析データMFDの各スペクトラム周波数成分の内、体動解析データTFDの各スペクトラム周波数に対応するスペクトラ

ム周波数成分成分を除去して、体動除去脈波解析データMKDを生成する。この体動除去脈波解析データMKDにおいて、低域の周波数領域における最大ピーク周波数が呼吸成分の基本波周波数Fv1であり、高域の周波数領域における最大ピーク周波数が脈波の基本周波数Fm1となる。

【0080】次に、呼吸成分抽出部14、評価部15および表示部16は、第1実施形態と同様であるので、ここでは説明を省略する。

【0081】2. 第3実施形態の動作

次に、第3実施形態に係わる運動強度検出装置1の動作を図面を参照しつつ説明する。図20は第3実施形態に係わる運動強度検出装置1の動作を示すフローチャートである。まず、装置本体が運動強度測定モードに設定されると(ステップS1)、脈波検出部10は脈波波形MHを検出する。この後、第1のFFT処理部30は脈波波形MHにFFT処理を行い、脈波解析データMFDを生成する(ステップS32)。一方、体動検出部11が、被験者の体動を示す体動波形THを検出すると、第2のFFT処理部31は体動波形THにFFT処理を行い、体動解析データTFDを生成する。

【0082】次に、体動除去部13は、脈波解析データMFDから体動成分を除去して体動除去脈波解析データMKDを生成する。図21は、脈波解析データMFD、体動解析データTFDおよび体動除去脈波解析データMKDの関係について、その一例を示す図である。この図を用いて、体動除去の動作を説明する。まず、図21

(a)は脈波解析データMFDの内容を示しており、図21(b)は体動解析データTFDの内容を示している。この例にあつては、体動除去部13は、体動解析データTFDに基づいて、図21(b)に示す各スペクトル周波数Ft1~Ft6を特定する。この後、体動除去部13は、脈波解析データMFDの各スペクトラム周波数成分の内、スペクトル周波数Ft1~Ft6に対応するスペクトラム周波数成分を除去して、図21(c)に示す体動除去脈波解析データMKDを生成する。ところで、体動波形THは、例えば、腕の振りの加速度そのものとして検出されるが、血流は血管や組織の影響を受けるので、脈波解析データMFDの体動成分と体動解析データTFDは一致しない。具体的には、図21(b)と図21

(a)に示すように、スペクトル周波数Ft1~Ft6に対応する各スペクトラム周波数成分が、脈波解析データMFDと体動解析データTFDで異なる。このため、この例では、脈波解析データMFDから体動解析データTFDを減算するのではなく、スペクトル周波数Ft1~Ft6に対応するスペクトラム周波数成分を除去するようにしている。これにより、体動成分を十分に除去したを生成することができる。

【0083】次に、呼吸成分抽出部13は、体動除去脈波解析データMKDに基づいて、その各スペクトル周波

数成分のうち、最大ピーク周波数を特定する（ステップ S 3 5）。この場合、脈波成分の基本周波数 F_{m1} が特定される。この後、第 1 実施形態で図 9 を用いて説明したステップ S 7 ～ステップ S 1 1 の処理が行われ、表示部 1 6 に運動強度 X が表示される。

【0084】このように、第 3 実施形態にあつては、脈波波形 MH および体動波形 TH に FFT 処理を各々施して、体動成分を除去しているため、第 1 実施形態で説明した波形処理部 1 2 を省略することができる。これにより、呼吸成分抽出部 1 4 は運動中であっても呼吸成分を抽出することが可能である。また、呼吸成分の歪率 K に基づいて運動強度 X を評価部 1 5 で算出したので、被験者の負担にならず、かつ、簡易に運動強度 X を知ることができる。

【0085】F. 第 4 実施形態

上述した第 1 ～第 3 実施形態にあつては、体動を除去するため、体動検出部 1 0 を用いて体動波形を検出し、これに基づいて脈波波形 MH の周波数成分から体動成分を除去するようにしたが、第 4 実施形態は体動検出部 1 0 を用いることなく体動成分を除去するものである。

【0086】1. 第 4 実施形態の全体構成

本発明の第 4 実施形態に係わる運動強度検出装置 1 の構成を図面を参照しつつ説明する。第 4 実施形態に係わる運動強度検出装置 1 の外観構成は第 1 実施形態と同様である。また、第 4 実施形態に係わる運動強度検出装置 1 の電氣的構成を図 2 2 に示す。なお、図 1 9 に示す構成と同一の構成には同一の符号を付す。

【0087】図 2 2 において、図 1 9 に示す第 3 実施形態の運動強度検出装置 1 と構成が相違するのは、体動検出部 1 1 および第 2 の FFT 処理部 3 1 が設けられていない点、体動除去部 1 3 の代わりに脈波成分除去部 1 4 が設けられている点、呼吸成分抽出部 1 3 の内部構成を変更した呼吸成分抽出部 1 3' が設けられている点である。以下、相違点について説明する。

【0088】2. 脈波成分除去部

次に、脈波成分除去部 1 3' は、ローパスフィルタで構成され、脈波解析データ MFD から脈波成分を除去して、脈波成分除去解析データ MD' を生成する。ここで、ローパスフィルタのカットオフ周波数は、脈波成分の基本波周波数よりも若干低く選ばれる。その理由は、体動成分の基本波周波数および呼吸成分の基本波周波数は、脈波成分の基本波周波数より低いからである。具体的には、安静時において測定された脈波成分の基本波周波数より若干低くカットオフ周波数を設定する。例えば、脈波解析データ MFD とローパスフィルタのカットオフ周波数 f_c が図 2 3 に示す関係にあるとすれば、脈波成分除去解析データ MD' は図 2 4 に示すものとなる。

【0089】3. 呼吸成分抽出部

次に、呼吸成分抽出部 1 3' は脈波成分除去解析データ

MD' から呼吸成分を抽出するものであつて、CPU 等によって構成される。図 2 5 は呼吸成分抽出部 1 3' の詳細な機能構成を示すブロック図である。

【0090】図において、スペクトル抽出部 4 0 は脈波成分除去解析データ MD' の各スペクトル周波数から、2 つのスペクトル周波数を 1 組として抽出し、低い方のスペクトル周波数を基本周波数テーブル 4 1 に出力するとともに、高い方のスペクトル周波数を差分検出部 4 2 に出力する。

【0091】例えば、脈波成分除去解析データ MD' が図 2 4 に示すものであれば、各スペクトル周波数 $f_1 \sim f_{14}$ のなかから、任意のスペクトル周波数を 1 組として抽出する。この場合、抽出されるスペクトル周波数の組としては、 f_1, f_3 組がある。また、スペクトル周波数の組が、 f_1 と f_3 であれば、 f_1 が基本周波数テーブル 4 1 に、 f_3 が差分検出部 4 2 に出力される。

【0092】次に、基本周波数テーブル 4 1 は、ROM 等によって構成され、そこには呼吸成分の基本波周波数 f_{m1} に対応付けて体動成分の基本波周波数 F_{t1} が予め格納されてある。この基本周波数テーブル 4 1 の内容は、実測値から構成される。本発明者らは、基本周波数テーブル 4 1 のデータを設定するにあたり、被験者に対し走行速度を段階的に変化させ、走行ピッチと呼吸数の関係を実測した。図 2 6 は、その実験結果を示したものである。走行ピッチとは、単位時間当たりの歩数である。この例にあつては、脈波検出部 1 0（脈波検出用センサユニット 1 3 0）は、図 3 に示すように指の根本に装着されるので、これによって検出される脈波波形 MH 中に存在する体動成分は、腕の振りに左右される。腕の振りと走行ピッチの関係は、力強く振るか滑らかに振るかにによって異なるが、2 ピッチに対して 1 回の腕の振りであるのが通常である。また、1 回の腕の振りの周期が体動波形の 1 周期に相当する。したがって、走行ピッチ（回／分）を P 、呼吸数（回／分）を V とすれば、体動成分の基本周波数 F_{t1} 、呼吸成分の基本周波数 F_{v1} は、走行ピッチ P と呼吸数 V を用いて以下の式で与えられる。

$$F_{t1} = P / (60 \cdot 2), \quad F_{v1} = V / 60$$

上記した式を用いて、図 2 6 に示すグラフを変換すると、体動成分の基本周波数 F_{t1} と呼吸成分の基本周波数 F_{v1} の関係が得られる。これを図 2 7 に示す。基本周波数テーブル 4 1 の内容は、例えば、図 2 7 に示すものとなる。

【0093】次に、差分検出部 4 2 は、スペクトル抽出部 4 0 から出力される他方のスペクトル周波数と基本周波数テーブル 4 1 から出力される周波数の差分を検出する。仮に、スペクトル抽出部 4 0 によって抽出されたスペクトル周波数の組が、体動成分の基本周波数 F_{t1} と呼吸成分の基本周波数 F_{v1} であるならば、基本周波数テーブル 4 1 には F_{v1} が供給され F_{t1} が出力されるから、差分検出部 4 2 の出力は「0」となる。一方、スペクトル

抽出部 40 によって抽出されたスペクトル周波数の組が F_{v1} と F (ただし $F_{v1} < F$) であるならば、差分検出部 42 の出力は、 $|F - F_{v1}|$ となる。したがって、差分検出部 42 の出力が最も小さくなるスペクトル周波数の組が、 F_{t1} 、 F_{v1} となる。

【0094】次に、比較部 43 は、スペクトル抽出部 40 から出力されるスペクトル周波数の組毎に、差分検出部 42 の出力を比較して、その値が最も小さくなる組を特定し、当該組を構成するスペクトル周波数の低い方を出力する。この場合、特定される組は、 F_{t1} 、 F_{v1} であり、また、 $F_{t1} > F_{v1}$ の関係があるから、比較部 43 から

は呼吸成分の基本波周波数 F_{v1} が出力される。

【0095】次に、高調波周波数生成部 44 は、呼吸成分の基本波周波数 F_{v1} を整数倍して、 F_{v2} 、 F_{v3} 、 F_{v4} … を生成し、これらに対応する各レベル $L1$ 、 $L2$ 、 $L3$ 、 $L4$ … を呼吸成分として出力する。このようにして、生成された呼吸成分は、第 1 実施形態で説明した評価部 15 に供給され、歪率 K に基づいて運動強度 X が生成され、これが表示部 16 に表示される。

【0096】このように、本実施形態によれば、体動成分の基本周波数 F_{t1} と呼吸成分の基本周波数 F_{v1} の関係に着目し、体動成分と呼吸成分を呼吸成分抽出部 14' で分離するようにしたので、体動検出部 11、第 2 の FFT 処理部 31 等を用いなくとも呼吸成分に基づいて運動強度 X を求めることができる。これにより、小型化、軽量化を図ることができ、被験者により使い勝手のよい運動強度検出装置 1 を提供することができる。

【0097】G. 変形例

本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、以下に述べる各種の変形が可能である。

(1) 運動強度 X が大きくなると、骨格筋の酸素消費量が増加するため、呼吸数と脈拍数が増加する。ここで、呼吸数と脈拍数には一定の関係がある。図 28 は、走行時における呼吸数と脈拍数の一例を示す図である。第 1 ～ 第 4 実施形態における呼吸成分抽出部 14 において、脈拍数との関連でフィルタリング処理を行ってもよい。

【0098】具体的には、呼吸数と脈拍数の関係を予め格納したテーブルを設けておき、まず、このテーブルを用いて脈拍数 ($60/f_{ml}$) から推定される呼吸数 ($60/F_{v1}$) を求める。そして、推定される呼吸成分の基本波周波数を中心周波数とするバンドパスフィルタを用いて、呼吸成分の基本波周波数 F_{v1} を抽出する。なお、この場合のフィルタリング処理はデジタル的に行えばよい。これにより、より正確に呼吸成分を抽出することが可能となる。

【0099】(2) 上述した第 1 実施形態において、第 3 次高調波成分 F_{v3} は呼吸波形の特徴を最も良く表していると考えられるので、基本波周波数 F_{v1} の第 3 次高調波成分 F_{v3} に着目して、運動強度 X を求めるようにしてもよい。この場合、呼吸成分抽出部 14 は、基本波周波

数 F_{v1} とその第 3 次高調波 F_{v3} を抽出する。評価部 15 は、これらに対応するレベル $L1$ 、 $L3$ から $L3/L1$ を算出し、 $L3/L1$ と運動強度 X との関係を予め格納した運動強度テーブルを参照して運動強度 X を求める。これにより、歪率 K を算出しなくともよいから、演算処理を簡易にすることができ、この結果、処理を高速にでき、また、CPU の負担を軽減できる。

【0100】(3) 上述した第 2 実施形態にあつては、FFT を用いて周波数解析を行ったが、本発明はこれに限定されるのではなく、周波数解析を行うのであれば、いかなる手法を用いてもよく、例えば、ウェーブレット変換を用いることができる。ウェーブレット変換では、短い時間で周波数解析を行うことができるが、時間を短くすると周波数解析が粗くなる。そこで、解析時間の単位 (時間分解能) をある程度時間を長くとることによって、周波数領域を細かくすることができる。

【0101】(4) 上述した第 2 実施形態において、ウェーブレット変換部 20 は、基底関数展開を行いウェーブレット変換を実現したが、本発明はこれに限定されるものではなく、ウェーブレット変換をフィルタバンクによって実現してもよい。フィルタバンクの構成例を図 29 に示す。図において、フィルタバンクは 3 段で構成されており、その基本単位は、高域フィルタ 1A およびデシメーションフィルタ 1C と、低域フィルタ 1B およびデシメーションフィルタ 1C である。高域フィルタ 1A と低域フィルタ 1B は、所定の周波数帯域を分割して、高域周波数成分と低域周波数成分を各々出力するようになっている。この例にあつては脈波データ MD の周波数帯域として $0\text{ Hz} \sim 4\text{ Hz}$ を想定しているので、一段目の高域フィルタ 1A の通過帯域は $2\text{ Hz} \sim 4\text{ Hz}$ に設定され、一方、一段目の低域フィルタ 1B の通過帯域は $0\text{ Hz} \sim 2\text{ Hz}$ に設定される。また、デシメーションフィルタ 1C は、1 サンプルおきにデータを間引く。こうして生成されたデータが次段に供給されると、周波数帯域の分割とデータの間引きが繰り返され、最終的には、 $0\text{ Hz} \sim 4\text{ Hz}$ の周波数帯域を 8 分割したデータ $M1 \sim M8$ が得られる。

【0102】また、高域フィルタ 1A と低域フィルタ 1B とは、その内部に遅延素子 (D フリップフロップ) を含むトランスバーサルフィルタで構成すればよい。ところで、人の脈拍数は $40 \sim 200$ の範囲にあり、脈波波形 MH の基本波周波数は、生体の状態に応じて刻々と変動する。この場合、基本波周波数に同期して、分割する帯域を可変することができれば、動的な生体の状態に追従した情報を得ることができる。そこで、トランスバーサルフィルタに供給するクロックを脈波波形 MH とさせることによって、分割する帯域を適応的に可変してもよい。

【0103】(5) 上述した第 2 実施形態において、ウェーブレット変換部 20 を図 29 に示すフィルタバンク

で構成した場合には、逆ウェーブレット変換部 22 を図 30 に示す逆フィルタバンクで構成してもよい。図において、逆フィルタバンクは 3 段で構成されており、その基本単位は、高域フィルタ 2A および補間フィルタ 2C と、低域フィルタ 1B および補間フィルタ 2C と、加算器 2D である。高域フィルタ 2A と低域フィルタ 2B は、所定の周波数帯域を分割して、高域周波数成分と低域周波数成分を各々出力するようになっている。また、補間フィルタ 2C は、2 サンプル毎に 1 サンプルを内挿補間する。

【0104】ここで、波形を再現するためには、図 29 に示すフィルタバンクと図 30 に示すフィルタバンクに完全再構成フィルタバンクを用いる必要がある。この場合、高域フィルタ 1A、2A および低域フィルタ 1B、2B の特性は、以下の関係があることが必要である。

$$H0(-Z)F0(Z)+H1(-Z)F1(Z)=0$$

$$H0(Z)F0(Z)+H1(-Z)F1(Z)=2Z^{-1}$$

【0105】また、高域フィルタ 2A と低域フィルタ 2B とは、その内部に遅延素子(D フリップフロップ)を含むトランスバースフィルタで構成すればよい。

【0106】(6) また、上述した各実施形態においては、表示部 16 を告知手段の一例として説明したが、装置から人間に対して告知をするための手段としては以下説明するようなものが挙げられる。これら手段は五感を基準に分類するのが適当かと考えられる。なお、これらの手段は、単独で使用するのみならず複数の手段を組み合わせても良いことは勿論である。そして、以下説明するように、例えば視覚以外に訴える手段を用いれば、視覚障害者であっても告知内容を理解することができ、同様に、聴覚以外に訴える手段を用いれば聴覚障害者に対して告知を行うことができ、障害を持つ使用者にも優しい装置を構成できる。

【0107】まず、聴覚に訴える告知手段としては、脈象の分析・診断結果などを知らせるための目的、あるいは警告の目的でなされるものなどがある。例えば、ブザーの他、圧電素子、スピーカが該当する。また、特殊な例として、告知の対象となる人間に携帯用無線呼出受信機を持たせ、告知を行う場合にはこの携帯用無線呼出受信機を装置側から呼び出すようにすることが考えられる。また、これらの機器を用いて告知を行うにあたっては、単に告知するだけではなく、何らかの情報を一緒に伝達したい場合も多々ある。そうした場合、伝えたい情報の内容に応じて、以下に示す音量等の情報のレベルを変えれば良い。例えば、音高、音量、音色、音声、音楽の種類(曲目など)である。

【0108】次に、視覚に訴える告知手段が用いられるのは、装置から各種メッセージ、測定結果を知らせる目的であったり、警告をするためであったりする。そのための手段として以下のような機器が考えられる。例えば、ディスプレイ装置、CRT(陰極線管表示装置)、

LCD(液晶表示ディスプレイ)、プリンタ、X-Yプロッタ、ランプなどがある。なお、特殊な表示装置として眼鏡型のプロジェクターがある。また、告知にあたっては以下に示すようなバリエーションが考えられる。例えば、数値の告知におけるデジタル表示、アナログ表示の別、グラフによる表示、表示色の濃淡、数値そのまま或いは数値をグレード付けして告知する場合の棒グラフ表示、円グラフ、フェイスチャート等である。

【0109】次に、触覚に訴える告知手段は、警告の目的で使用されることがあると考えられる。そのための手段として以下のようなものがある。まず、腕時計等の携帯機器の裏面から突出する形状記憶合金を設け、この形状記憶合金に通電するようにする電気的刺激がある。また、腕時計等の携帯機器の裏から突起物(例えばあまり尖っていない針など)を出し入れ可能な構造としてこの突起物によって刺激を与える機械的刺激がある。

【0110】次に、嗅覚に訴える告知手段は、装置に香料等の吐出機構を設けるようにして、告知する内容と香りとを対応させておき、告知内容に応じた香料を吐出するように構成しても良い。ちなみに、香料等の吐出機構には、マイクロポンプなどが最適である。

【0111】(7) 上述した各実施形態においては、脈波検出手段 f1 の一例として脈波検出用センサユニット 130 を取りあげ説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、脈動を検出できるものであれば、どのようなものであってもよい。

【0112】例えば、脈波検出用センサユニット 130 は反射光を利用したものであったが、透過光を利用したものであってもよい。ところで、波長領域が 700nm 以下の光は、指の組織を透過しにくい傾向がある。このため、透過光を利用する場合は、発光部から波長が 600nm~1000nm の光を照射し、照射光を組織→血管→組織の順に透過させ、この透過光の光量変化を検出する。透過光は血液中のヘモグロビンの吸収を受けるので、透過光の光量変化を検出することによって、脈波波形を検出することができる。

【0113】この場合、発光部には、InGaAs 系(インジウム-ガリウム-砒素)やGaAs 系(ガリウム-砒素)のレーザー発光ダイオードが好適である。ところで、波長が 600nm~1000nm の外光は組織を透過し易いので、受光部に外光が入射すると脈波信号の S/N が劣化してしまう。そこで、発光部から偏光したレーザー光を照射し、透過光を偏光フィルタを介して受光部で受光するようにしてもよい。これにより、外光の影響を受けることなく、脈波信号を良好な S/N 比で検出することができる。

【0114】この場合には、図 31(a) に示すように、発光部 200 を締着具 145 の締め付け側に設け、時計本体側には受光部 201 を設けている。この場合、発光部 200 から照射された光は、血管 143 を透過し

た後、橈骨 2 0 2 と尺骨 2 0 3 の間を通して、受光部 2 0 1 に達する。なお、透過光を用いる場合には、照射光は組織を透過する必要があるため、組織の吸収を考慮すると、その波長は 6 0 0 nm ~ 1 0 0 0 nm であることが望ましい。

【0 1 1 5】また、同図 (b) は検出部位を耳朶とする例である。把持部材 2 0 4 と把持部材 2 0 5 は、バネ 2 0 7 で付勢され、軸 2 0 6 を中心に回転できるようにになっている。また、把持部材 2 0 4 と把持部材 2 0 5 には、発光部 2 0 0 と受光部 2 0 1 が設けられている。この脈波検出部を用いる場合には、耳朶を把持部材 2 0 4 と把持部材 2 0 5 で把持して脈波を検出する。なお、反射光を用いる場合には、同図 (c) に示すように指尖部から脈波波形 MH を検出するようにしてもよい。

【0 1 1 6】次に、光電式脈波センサを眼鏡と組み合わせた使用態様を説明する。なお、この眼鏡の形態では、使用者に対する告知手段としての表示装置も一緒に組み込まれた構造になっている。したがって、脈波検出部として以外に表示装置としての機能についても併せて説明する。図 3 2 は、脈波検出部が接続された装置を眼鏡に取り付けた様子を表す斜視図である。図のように、装置本体は本体 7 5 a と本体 7 5 b に分かれ、それぞれ別々に眼鏡の蔓 7 6 に取り付けられており、これら本体が蔓 7 6 内部に埋め込まれたリード線を介して互いに電気的に接続されている。

【0 1 1 7】本体 7 5 a は表示制御回路を内蔵しており、この本体 7 5 a のレンズ 7 7 側の側面には全面に液晶パネル 7 8 が取り付けられ、また、該側面の一端には鏡 7 9 が所定の角度で固定されている。さらに本体 7 5 a には、光源 (図省略) を含む液晶パネル 7 8 の駆動回路と、表示データを作成するための回路が組み込まれている。この光源から発射された光は、液晶パネル 7 8 を介して鏡 7 9 で反射されて、眼鏡のレンズ 7 7 に投射される。また、本体 7 5 b には、装置の主要部が組み込まれており、その上面には各種のボタンが設けられている。なお、これらボタン 8 0、8 1 の機能は装置毎に異なる。また、光電式脈波センサを構成する LED 3 2 およびフォトトランジスタ 3 3 (図 4 を参照) はパッド 8 2、8 3 に内蔵されると共に、パッド 8 2、8 3 を耳朶へ固定するようになっている。これらのパッド 8 2、8 3 は、本体 7 5 b から引き出されたリード線 8 4、8 4 によって電気的に接続されている。

【0 1 1 8】次に、圧力センサによって脈波波形 MH を検出する例を説明する。図 3 3 (a) は圧力センサを用いた脈波診断装置の外観構成を示す斜視図である。この図に示すように、脈波診断装置 1 には、一対のバンド 1 4 4、1 4 4 が設けられており、その一方の締着具 1 4 5 の締め付け側には、圧力センサ 1 3 0' の弾性ゴム 1 3 1 が突出して設けられている。締着具 1 4 5 を備えるバンド 1 4 4 は、圧力センサ 1 3 0 による検出信号を供

給するべく F P C (Flexible Printed Circuit) 基板を軟性プラスチックで被覆した構造 (詳細は図示省略) となっている。

【0 1 1 9】また、使用時においては、図 3 3 (b) に示すように、締着具 1 4 5 に設けられた弾性ゴム 1 3 1 が橈骨動脈 1 4 3 の近傍に位置するべく、腕時計 1 4 6 が被験者の左腕 1 4 7 に巻回される。このため、脈波を恒常的に検出することが可能となる。なお、この巻回については通常の腕時計の使用状態と何等変わることがない。こうして弾性ゴム 1 3 1 が、被験者の橈骨動脈 1 4 3 近傍に押圧されると、該動脈の血流変動 (すなわち脈波) が弾性ゴム 1 3 1 を介して圧力センサ 1 3 0' に伝達され、圧力センサ 1 3 0' はこれを血圧として検知する。

【0 1 2 0】

【発明の効果】以上、説明したように本発明の発明特定事項によれば、脈波波形から呼吸成分を抽出し、これを周波数解析することによって、運動強度を算出するようにしたので、簡易な構成で運動強度を算出することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 運動強度と呼吸波形の関係を示す図である。

【図 2】 本実施形態に係わる運動強度検出装置の機能ブロック図である。

【図 3】 第 1 実施形態に係わる運動強度検出装置の外観構成を示す斜視図である。

【図 4】 同実施形態に係わる脈波検出用センサユニットの回路図である。

【図 5】 同実施形態に係わる運動強度検出装置の電気的な構成を示すブロック図である。

【図 6】 体動除去脈波データ MH' に FFT 処理を施した結果を示す図である。

【図 7】 図 6 における低域周波数領域 LF の拡大図である。

【図 8】 同実施形態の表示部の一態様を示すフェイスチャートである。

【図 9】 同実施形態に係わる運動強度検出装置の動作を示すフローチャートである。

【図 1 0】 第 2 実施形態に係わる呼吸成分抽出部および評価部の内部構成を示すブロック図である。

【図 1 1】 同実施形態に係わるウェーブレット変換部の構成を示すブロック図である。

【図 1 2】 同実施形態に係わる体動除去脈波解析データ MKD の一例を示す図である。

【図 1 3】 図 1 2 に示した体動除去脈波解析データ MKD の最大エネルギー領域を示す図である。

【図 1 4】 同実施形態に係わる呼吸波形解析データ VKD の一例を示す図である。

【図 1 5】 同実施形態に係わるゼロクロスコンパレータの回路図である。

【図 1 6】 同実施形態に係わるデューティ比検出部の回路図である。

【図 1 7】 同実施形態に係わるデューティ比検出部のタイミングチャートである。

【図 1 8】 同実施形態に係わる運動強度検出装置の動作を示すフローチャートである。

【図 1 9】 第 3 実施形態に係わる運動強度検出装置の電氣的な構成を示すブロック図である。

【図 2 0】 同実施形態に係わる運動強度検出装置の動作を示すフローチャートである。

【図 2 1】 同実施形態に係わる脈波解析データ MFD、体動解析データ TFD および体動除去脈波解析データ MKD の関係について、その一例を示す図である。

【図 2 2】 第 4 実施形態に係わる運動強度検出装置の電氣的な構成を示すブロック図である。

【図 2 3】 同実施形態に係わる脈波解析データ MFD とカットオフ周波数 f_c の関係の一例を示す図である。

【図 2 4】 同実施形態に係わる脈波成分除去解析データ MD' の一例を示す図である。

【図 2 5】 同実施形態に係わる呼吸成分抽出部 1 3' の詳細な構成を示すブロック図である。

【図 2 6】 同実施形態において走行ピッチと呼吸数の関係を実測した結果を示す図である。

【図 2 7】 同実施形態において体動成分の基本周波数 F_{t1} と呼吸成分の基本周波数 F_{v1} の関係を示すグラフである。

【図 2 8】 呼吸数と脈拍数の関係を示す図である。

【図 2 9】 フィルタバンクの構成例を示すブロック図である。

【図 3 0】 逆フィルタバンクの構成例を示すブロック図である。

【図 3 1】 変形例に係わる光電式脈波センサの例を示す図である。

【図 3 2】 変形例において光電式脈波センサを眼鏡に応用した例を示す図である。

【図 3 3】 変形例において圧力センサを用いた脈波診断装置の外観構成を示す斜視図である。

【符号の説明】

MH 脈波波形

1 0 脈波検出部 (脈波検出手段)

1 3 0 脈波検出用センサユニット (脈波検出手段)

1 1 体動検出部 (体動検出手段)

TH 記体動波形

MH' 体動除去脈波波形、体動除去脈波データ

1 3 体動除去部 (体動除去手段)

1 4 呼吸成分抽出部 (呼吸成分抽出手段)

1 5 評価部 (運動強度生成手段)

MKD 体動除去脈波解析データ

2 0 ウェーブレット変換部

VKD 呼吸波形解析データ

2 1 呼吸成分生成部 (呼吸波形生成部)

2 2 逆ウェーブレット変換部 (呼吸波形生成部)

VH 呼吸波形

3 0 第 1 の FFT 処理部 (第 1 の周波数解析部、周波数解析部)

3 1 第 2 の FFT 処理部 (第 2 の周波数解析部)

1 3' 脈波成分除去部、

4 1 基本周波数テーブル

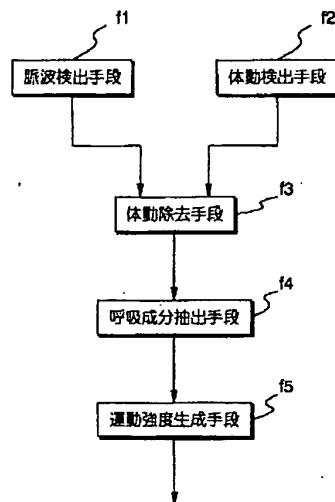
4 2 差分検出部 (周波数特定部)

4 3 比較部 (周波数特定部)

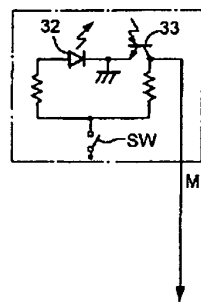
4 4 高調波周波数生成部 (周波数特定部、抽出部)

1 6 表示部 (告知手段)

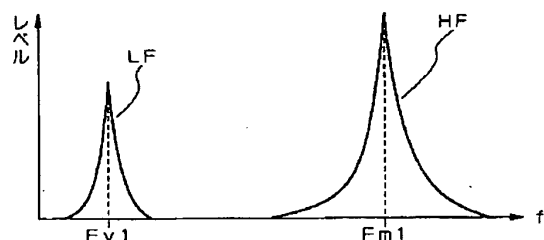
【図 2】



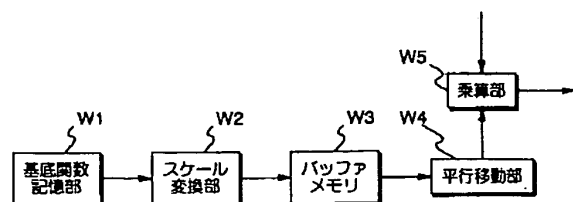
【図 4】



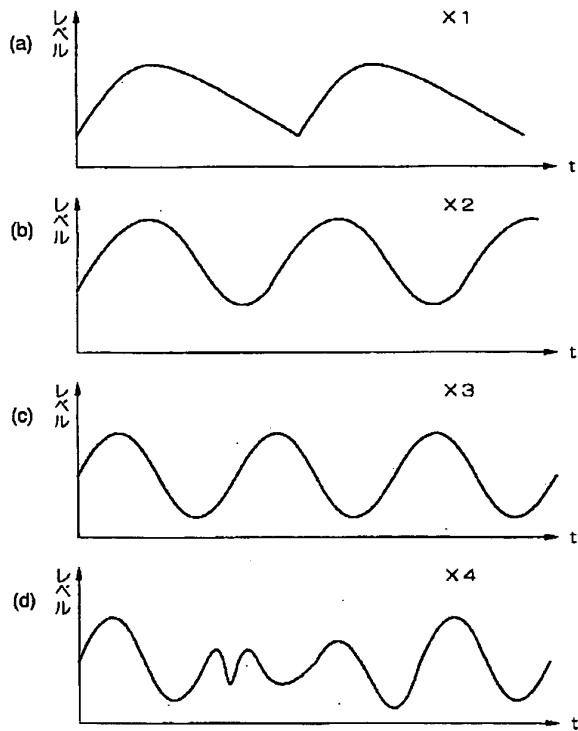
【図 6】



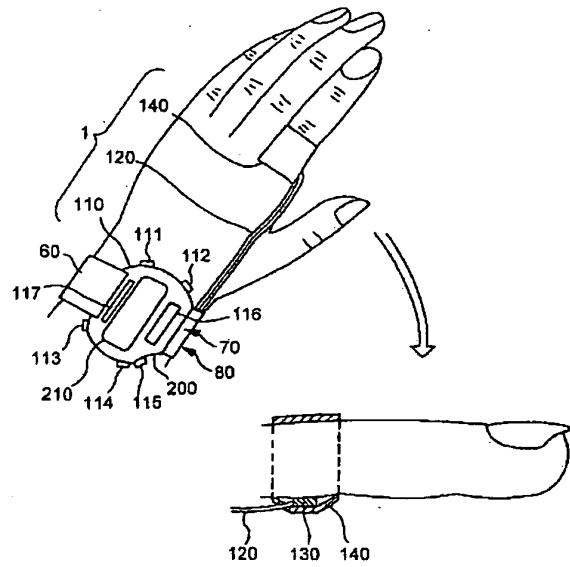
【図 1 1】



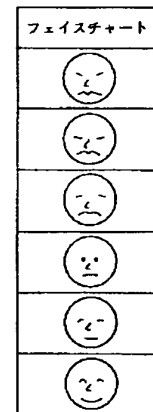
【図 1】



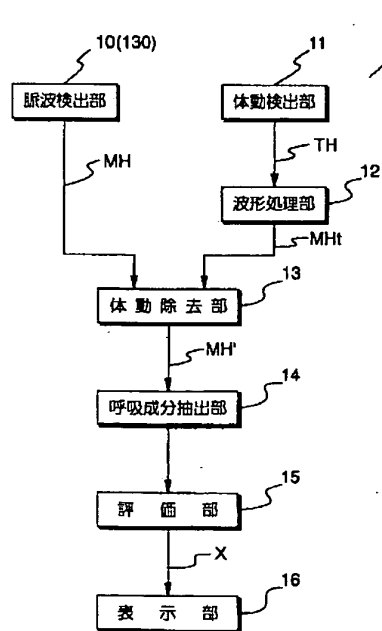
【図 3】



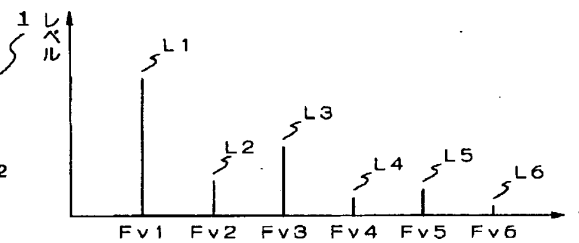
【図 8】



【図 5】



【図 7】

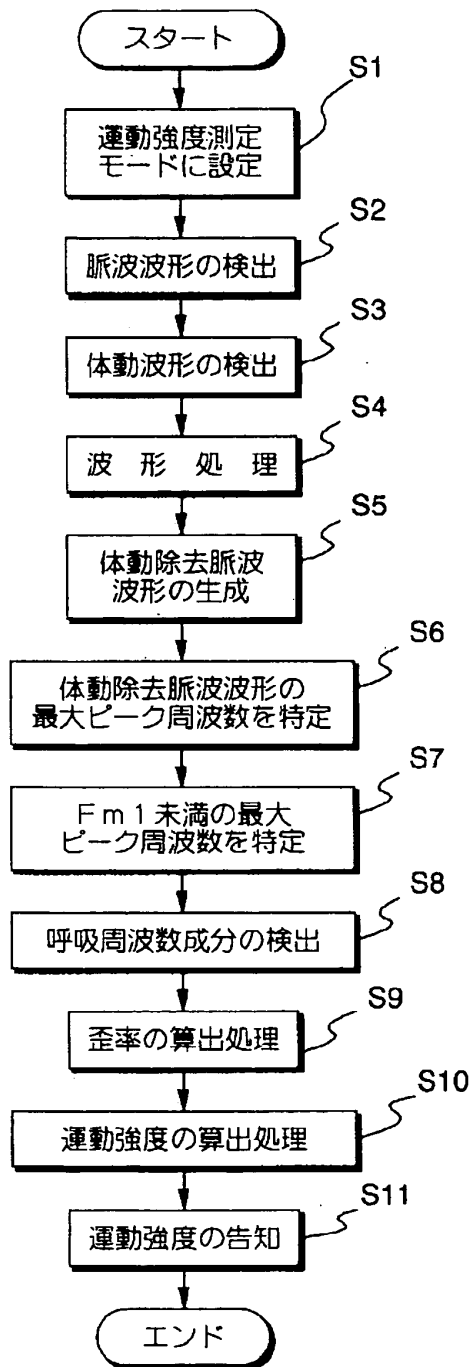


【図 12】

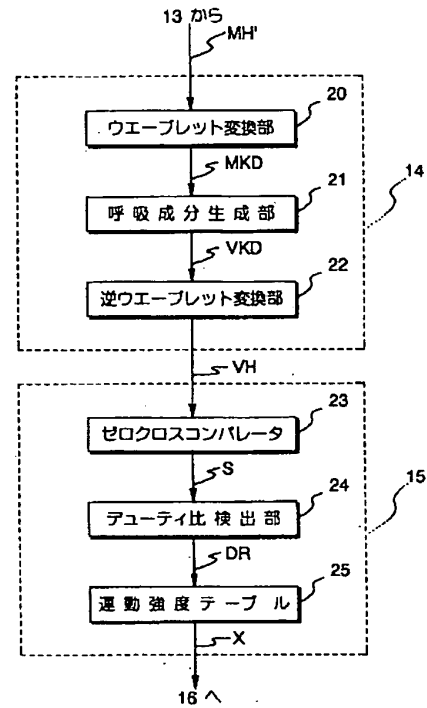
MKD

4.0~3.5Hz	0	0	0	1	4	2	2	9
3.5~3.0Hz	2	3	2	3	2	3	8	1
3.0~2.5Hz	4	4	3	1	2	7	1	4
2.5~2.0Hz	2	1	1	2	8	0	3	1
2.0~1.5Hz	1	2	8	8	2	3	1	2
1.5~1.0Hz	7	8	1	1	1	1	2	1
1.0~0.5Hz	3	3	4	3	4	4	5	5
0.5~0.0Hz	0	1	0	0	1	1	0	1
	t1	t2	t3	t4	t5	t6	t7	t8

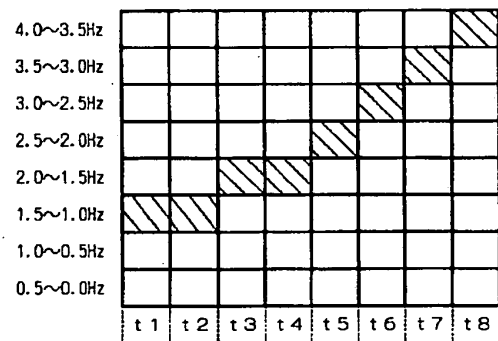
【図 9】



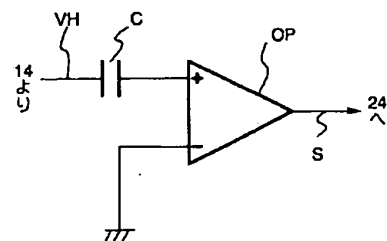
【図 10】



【図 13】



【図 15】

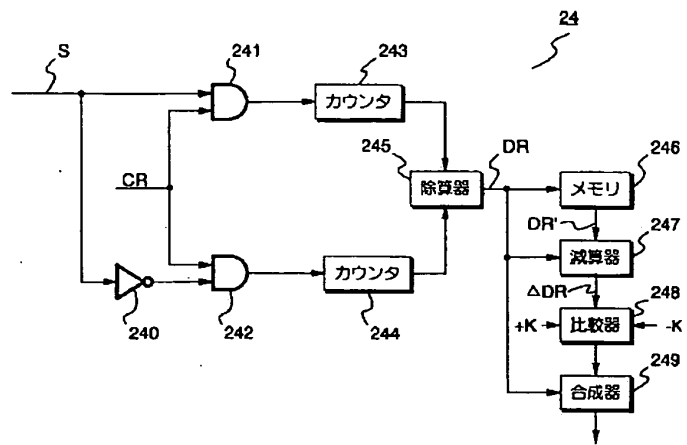


【図 1 4】

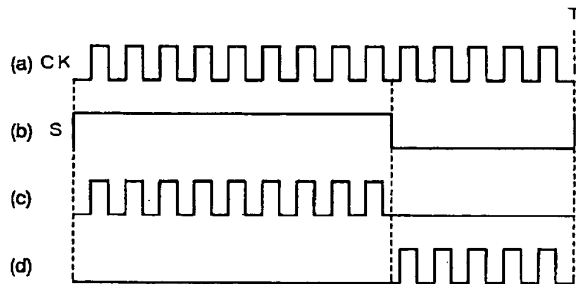
VKD

4.0~3.5Hz	0	0	0	0	0	0	0	0
3.5~3.0Hz	0	0	0	0	0	0	0	1
3.0~2.5Hz	0	0	0	0	0	0	1	4
2.5~2.0Hz	0	0	0	0	0	0	3	1
2.0~1.5Hz	0	0	0	0	2	3	1	2
1.5~1.0Hz	0	0	1	1	1	1	2	1
1.0~0.5Hz	3	3	4	3	4	4	5	5
0.5~0.0Hz	0	1	0	0	1	1	0	1
	t1	t2	t3	t4	t5	t6	t7	t8

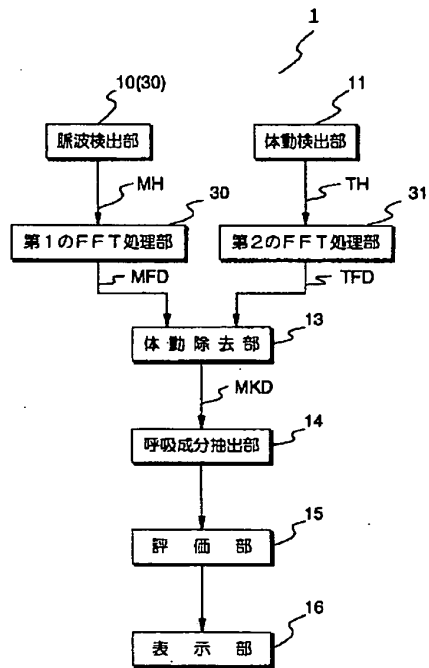
【図 1 6】



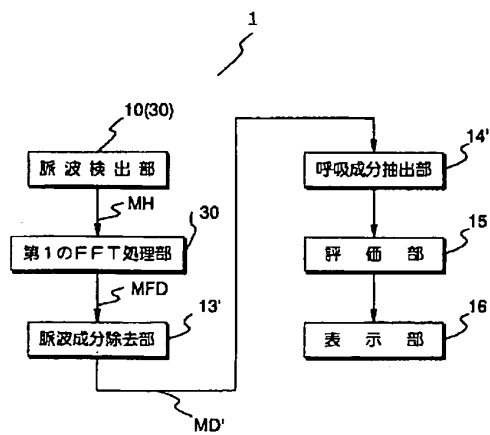
【図 1 7】



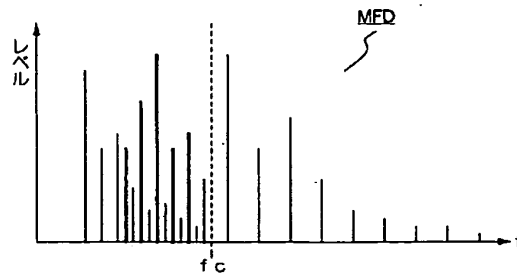
【図 1 9】



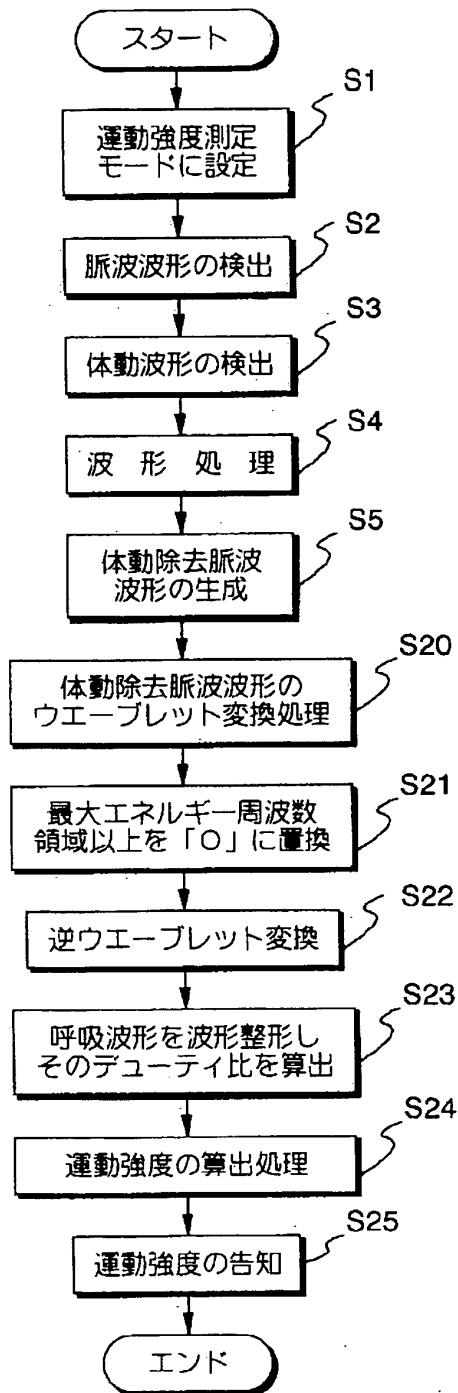
【図 2 2】



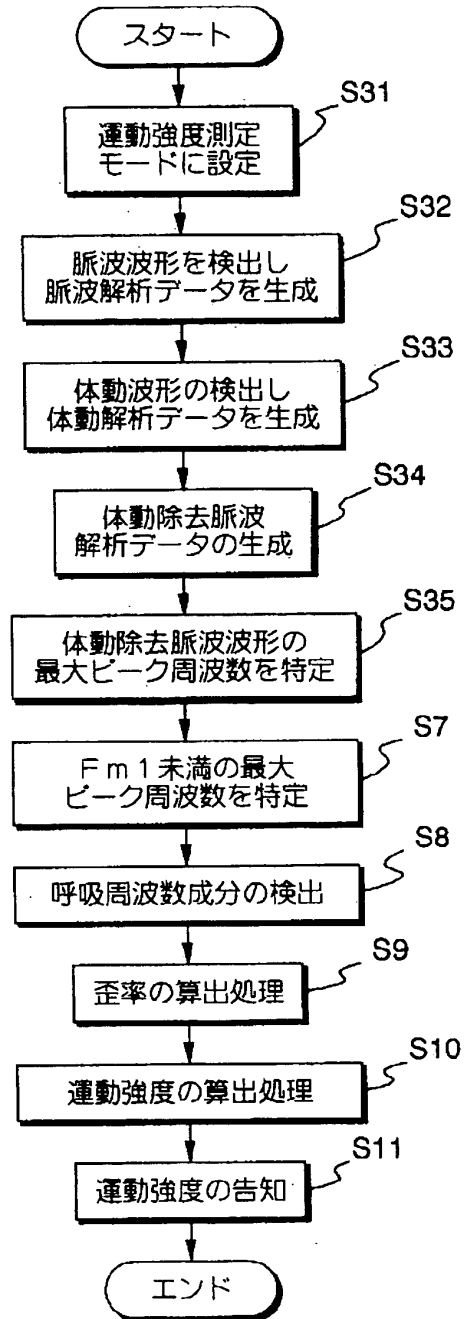
【図 2 3】



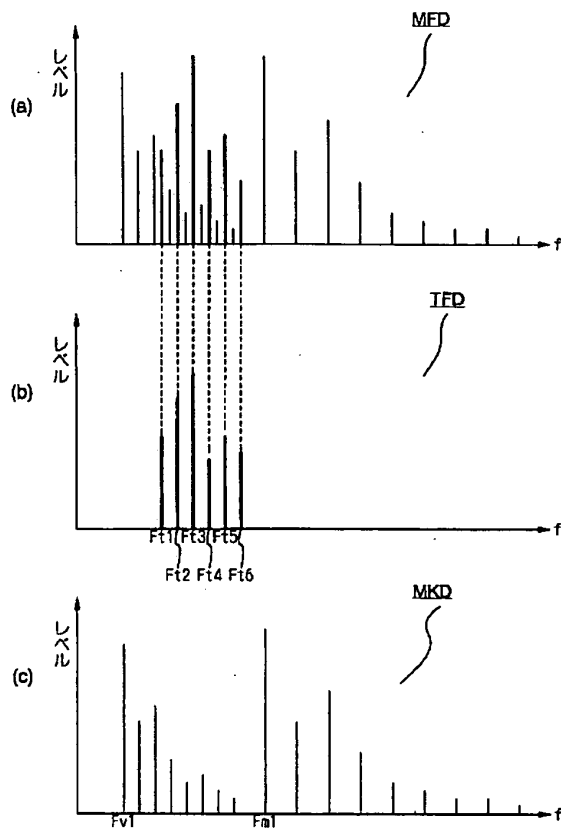
【図18】



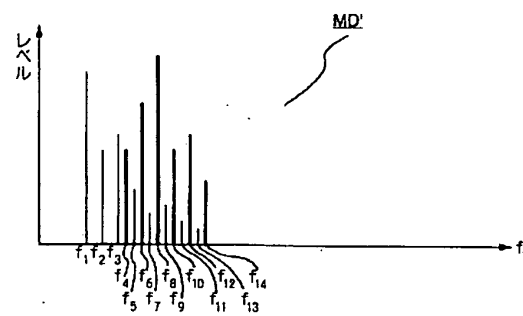
【図20】



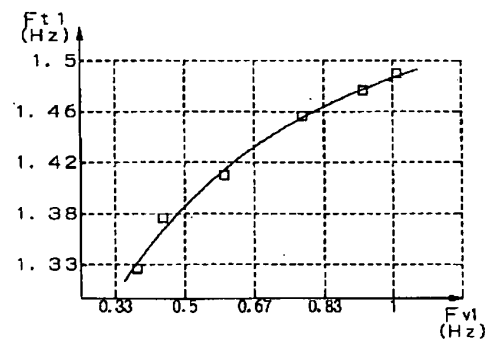
【図 21】



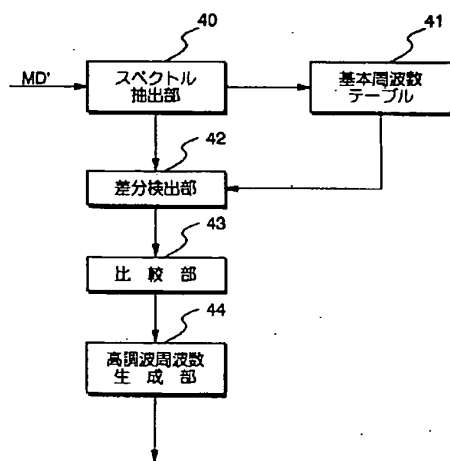
【図 24】



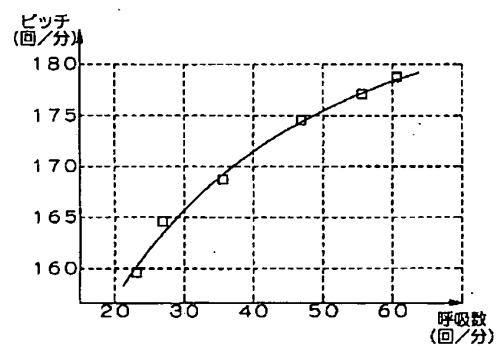
【図 27】



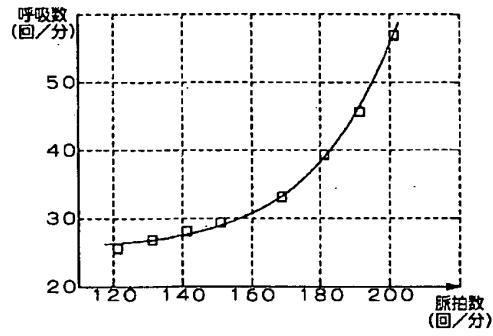
【図 25】



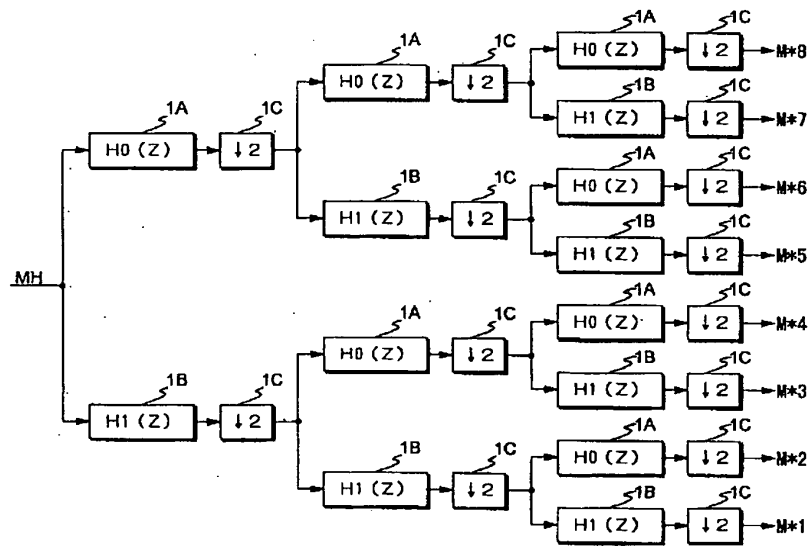
【図 26】



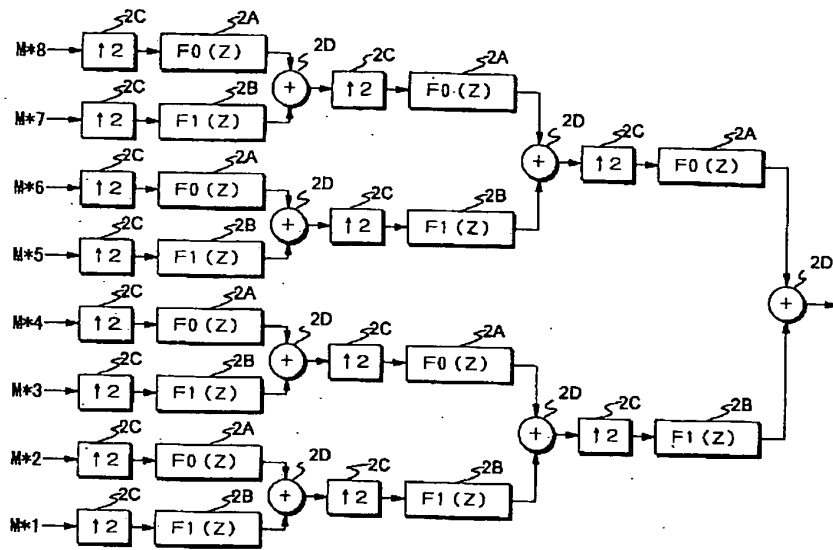
【図 28】



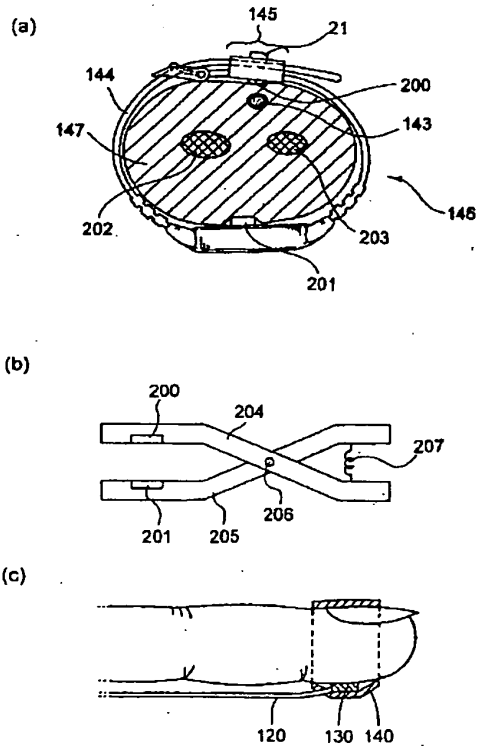
【図 29】



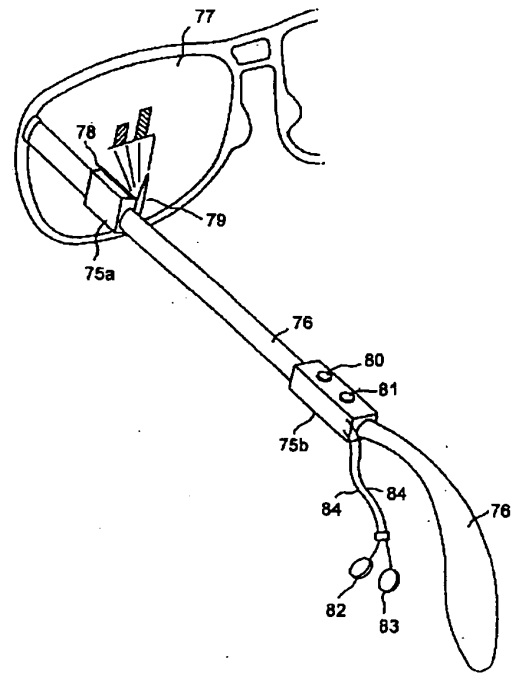
【図 30】



【図 31】

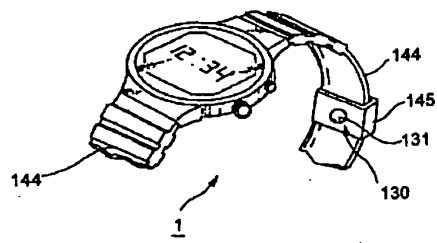


【図 32】



【図 3 3】

(a)



(b)

